



Robotická kolenní ortéza

Bakalářská práce

Studijní program:

B2301 Strojní inženýrství

Studijní obor:

Strojní inženýrství

Autor práce:

Vojtěch Vaňkát

Vedoucí práce:

Ing. Marcel Horák, Ph.D.

Katedra sklářských strojů a robotiky

Konzultant práce:

Ing. Michal Starý, Ph.D.

Katedra sklářských strojů a robotiky





Zadání bakalářské práce

Robotická kolenní ortéza

Jméno a příjmení: **Vojtěch Vaňkát**
Osobní číslo: S16000187
Studijní program: B2301 Strojní inženýrství
Studijní obor: Strojní inženýrství
Zadávací katedra: Katedra sklářských strojů a robotiky
Akademický rok: **2019/2020**

Zásady pro vypracování:

Moderní mechatronické systémy jsou stále častěji využívány v širokém spektru medicínských aplikací, jako je např. roboticky asistovaná rehabilitace horních a dolních končetin.

Cílem bakalářské práce je zpracovat konstrukční návrh kolenní robotické ortézy s jedním stupněm volnosti s respektováním anatomických individualit potenciálních pacientů. Předpokládá se, že rovněž bude provedena optimalizace tvaru, hmotnosti a tuhosti dílčích komponent ortézy s využitím CAD softwaru.

Úkolem Vaší BP bude:

1. Provést podrobnou rešerši v oblasti robotických ortéz se zaměřením na dolní končetiny.
2. Realizovat návrh koncepce mechaniky a systému pohonu.
3. Zpracovat 3D model robotické kolenní ortézy.
4. Závěrem zhodnotit aplikační přínos navrženého řešení.

Rozsah grafických prací:
Rozsah pracovní zprávy:
Forma zpracování práce:
Jazyk práce:

výkresová dokumentace
30-40 stran vč. výpočtů
tištěná/elektronická
Čeština



Seznam odborné literatury:

1. NOVOTNÝ, František a Marcel HORÁK. *Konstrukce robotů*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2015. ISBN 978-80-7494-216-7. Učebnice vysokých škol. Technická univerzita v Liberci.
2. P. D. Neuhaus, J. H. Noorden, T. J. Craig, T. Torres, J. Kirschbaum and J. E. Pratt. Design and evaluation of Mina: A robotic orthosis for paraplegics. In: *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. Zurich, 2011. pp. 1-8. DOI: 10.1109/ICORR.2011.5975468.
3. S. Mohri, H. Inose, K. Yokoyama, Y. Yamada, I. Kikutani and T. Nakamura. Development of endoskeleton type knee auxiliary power assist suit using pneumatic artificial muscles. In: *2016 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*. Banff, 2016. pp. 107-112. DOI: 10.1109/AIM.2016.7576751.
4. NOVOTNÝ, František a Marcel HORÁK. *Efektory průmyslových robotů*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2015. ISBN 978-80-7494-195-5. Učebnice vysokých škol. Technická univerzita v Liberci.
5. Katalogy renomovaných výrobců pohonů.

Vedoucí práce:

Ing. Marcel Horák, Ph.D.
Katedra sklářských strojů a robotiky

Konzultant práce:

Ing. Michal Starý, Ph.D.
Katedra sklářských strojů a robotiky

Datum zadání práce:

1. listopadu 2019

Předpokládaný termín odevzdání:

1. května 2021

L.S.

prof. Dr. Ing. Petr Lenfeld
děkan

Ing. Vlastimil Hotař, Ph.D.
vedoucí katedry

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Jsem si vědom toho, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má bakalářská práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědom následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

10. ledna 2021

Vojtěch Vaňkát

Robotická kolenní ortéza

Anotace

Bakalářská práce se zabývá problematikou kolenních ortéz sloužících jako rehabilitační, kompenzační a výkonnostní pomůcka. Počáteční část práce je rešeršní a slouží pro seznámení s danou problematikou a vývojem posledních dvou dekad. Dále je řešen koncepční návrh mechaniky ortézy s jedním stupněm volnosti s přihlédnutím k danému typu pohonu, zvolené technologii, materiálu a způsobu použití.

Klíčová slova

Robotická kolenní ortéza, ortéza, krok, asistence, optimalizace

Robotic knee orthosis

Annotation

Bachelor work is focused on problematic of knee orthosis that serves as rehabilitation, compensatory and performance utility. Opening part of the work is research and serves for getting acquainted with mentioned problematic and evolvement of past two decades. In the second part there is solved conceptual design of mechanics of an orthosis with one degree of freedom using given drive type, chosen technology, material and method of use.

Keywords

Robotic knee orthosis, orthosis, step, assistance, optimization

Poděkování

Rád bych poděkoval panu Ing. Marcelovi Horákovi, Ph.D. za cenné rady a neskonalou trpělivost v rámci tvorby této práce.

Obsah

1. Úvod	9
2. Teorie.....	10
2.1 Ortéza	10
2.2. Rozdělení ortéz	10
2.3 Použití ortéz	10
2.4 Kolenní ortézy	11
2.5 Průběh kroku	11
3. Robotické ortézy kolene	12
3.1 Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)	12
3.2 Human Universal Load Carrier (HULC)	12
3.3 ONYX	13
3.4 Tibion Bionic Leg	13
3.5 Exoskeletal Power Assistive Device (EXPOS)	14
3.6 C-Brace	15
3.7 E-MAG Active	15
3.8 MAK Active Knee	15
3.9 Power Assist Suit	16
3.10 Interactive exoskeleton robotic knee system	17
4. Praktická část	18
4.1 Pohon	18
4.2 Technologie	19
4.3 Materiál	21
4.4 Použitý software a nástroje	22
4.5 Záměr použití	22
4.6 Zatížení	22
4.7 Výběr konstrukce ortézy	23
4.9 Sestavení.....	25
4.10 Popis součástí	26
4.11 Systémy přizpůsobení končetině	28
4.12 Pevnostní analýza.....	29
4.13 Optimalizace	31
4.14 Porovnání variant ortézy s kloubem v hlavní ose rotace a bez něj	34
4.15 Porovnání sestav	36
4.16 Pohyb.....	37
5. Závěr	38
6. Seznam použitých zdrojů.....	39
7. Seznam výkresové dokumentace.....	42

Seznam použitých zkratek

Zkratka

ABS

BLEEX

EXPOS

FFF

HIPS

HULC

MAK

PC

PET

PET-G

PLA

PMMA

Význam

Akrylonitril-butadien-styren

Berkley lower extremity exoskeleton

Exoskeletal power assistive device

Fused filament fabrication

High impact polystyrene

Human universal load carrier

Marsi active knee

Polykarbonát

Polyethyltereftalát

Polyethyltereftalát-glykol

Polymléčná kyselina

Polymethylmethakrylát

1. Úvod

Současná doba je časem rozmachu medicíny, informatiky a techniky a dobou až absurdně rychlého růstu světové populace. S tím, jak na světě přibývá lidí, narůstá i počet těch, kterým život formou úrazu, dlouhodobého přílišného namáhání, nemoci, či vrozené abnormality uštědřil palčivou lekci v podobě špatné a často bolestivé funkce částí jejich těl. Zde na scénu vstupuje svět vědy a techniky, který má těmto lidem dozajista co nabídnout. Ať už se jedná o rentgenovou a ultrazvukovou techniku, jednodušší komunikaci mezi lékaři, výrobu léků nebo zkoumání mikrobiální říše, provázání medicíny a techniky umožňuje našemu a nejen našemu druhu různé defekty a nemoci nejen odhalit a léčit je, ale například i nahradit a doplnit částí těla a jejich funkci.

Cílem práce, kterou nyní čtete, je zaměřit se právě na tuto oblast, na průnik zdravotnictví, mechaniky a informatiky, jež se v rámci nahrazení a doplnění funkce končetin střetávají na poli automatické externí asistence pohybu kolenního kloubu, tedy robotizace kolenních ortéz.

Tato práce se skládá ze dvou částí. První část se zabývá rešerší světa robotických ortéz, představuje a definuje pojem ortéza, vysvětluje princip chůze a na konkrétních příkladech představuje ty robotické ortézy, jež již spatřily světlo světa, ať už v rámci laboratoře nebo praxe. Druhá část je praktická a obsahuje pokus o návrh mechaniky robotické ortézy.

2. Teorie

2.1 Ortéza

Ortéza je externě aplikovaná pomůcka sloužící jako opora, zpevnění, nebo korekce postavení pohybového aparátu. Na rozdíl od protéz tedy nenahrazuje chybějící, či poškozenou končetinu ani její část. Ortézy dle druhu a konstrukce, také mohou doplnit, nahradit a posílit funkci částí těla např. při zvedání objektu uživatelem, který by za normálních okolností nebyl tento úkon schopný udělat (snížená funkce rukou, zvedání těžkých předmětů apod.).

2.2. Rozdělení ortéz

Podle způsobu výroby:

- sériové
- individuální

Podle materiálu:

- textilní
- plastové
- kompozitní
- kovové
- kombinované

Podle účelu:

- Imobilizace - fixace končetiny v určité poloze
- Mobilizace - umožnění pohybu, nebo odlehčení kloubu
- Restrikce - limitace pohybu kloubu

Podle umístění:

- Trupové ortézy:
 - cervikothorakální (CTO) - např. krční límce
 - torakální (TO) - elastické pásy a bandáže pro fixaci v oblasti hrudníku
 - thorakolumbální (TLO) - bederní ortézy
 - thorakolumbosakrální (TLSO) - trupové ortézy korekční, derotační
 - cervikothorakolumbosakrální (CTLSO) - trupové ortézy derotační
- Ortézy horních končetin:
 - ruky a prstů (HO)
 - zápěstí (WO)
 - loketní (EO)
 - ramenní (SO)
- Ortézy dolních končetin:
 - nohy (FO)
 - hlezenního kloubu a nohy (AFO)
 - kolene (KO)
 - kolene, hlezenního kloubu a nohy (KAFO)
 - celé končetiny (HKAFO)

2.3 Použití ortéz

Ortézy se používají v případech, kdy určitá část pohybového aparátu není schopna dostatečně nebo zcela plnit svou funkci. Dále lze ortézu použít pro snížení bolesti způsobené pohybem určité části

těla, případně kdyby další pohyb mohl vést ke zvýšení rozsahu poškození (nebo ztížení léčení) a následně nutnosti operativního řešení problému.

Příčinou nutnosti použití ortézy může být: poškození vzniklé při úrazu (nehoda, sport apod.), při nadměrném zatížení, opotřebení; nemoc; vrozená deformita.

Ortézy se používají například v těchto případech: roztroušená skleróza, dětská mozková obrna, ochrnutí, dysplazie kyčelního kloubu, nestabilita vazů v koleni, přetržení křížového vazů, zranění menisku, vrozené zkrácení končetiny.

2.4 Kolenní ortézy

K použití kolenních ortéz se často přistupuje po úrazech kolenního kloubu a vazivových úponů, ale také pro fixaci kolene pro zmírnění bolesti a jako podpora ochablých svalů a vazů.

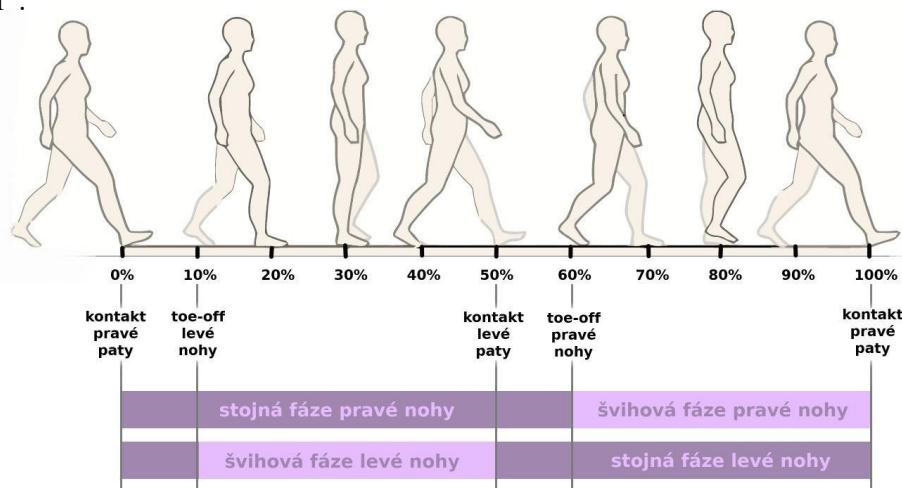
Podle délky použití se dělí na terapeutické (dočasné) a kompenzační (pro dlouhodobé, nebo trvalé nošení). Dle funkce se dělí na statické (podpěrné - kompenzují sníženou pevnost kloubu, znehybňující - zajišťují stabilitu kloubu), dynamické (usměrňující pohyb - zabraňují nežádoucím pohybům kolene, omezující pohyb - určují rozsah pohybu kolene) a substituční (slouží k dorovnání snížené svalové síly).

2.5 Průběh kroku

Cyklus chůze, tedy interval mezi dvěma kontakty jedné a té samé nohy (nebo její konkrétní části) s podložkou (tzn. dva kroky), lze pro danou končetinu rozdělit do dvou základních částí. Budeme-li brát jako výchozí počátek chůze okamžik, kdy dojde ke styku paty s podložkou, poté je první fází fáze stojná a druhou fází fáze švihová.

Stojná fáze kroku je část chůze, ve které se noha nachází při kontaktu s podložkou. Tento úsek (prvotní dotyk paty až opuštění prstů podložky tzv. toe-off) představuje asi 63% cyklu. Během stojné fáze dochází k největšímu zatížení kolenního kloubu. Měřením byla zjištěna průměrná nejvyšší síla působící na kloub 3,06 N/bw (bw - kilogram tělesné hmotnosti) ve směru distální-proximální osy (svislá, prochází stehenní a holenní kosti). Průměrný nejvyšší moment na kolenní kloub je 0,067 Nm/bw působící okolo posteriorní-anteriorní osy (horizontální, prochází kloubem ve směru chůze).

Švihová fáze kroku probíhá v části cyklu chůze, kdy nedochází ke styku nohy s podložkou (toe-off až prvotní dotyk paty) a zahrnuje asi 37% cyklu. Při průběhu švihové fáze dochází pouze k minimálnímu zatížení kolenního kloubu, avšak projevuje se nejvýraznější rotací. Největší úhel ohybu až 75° nastává při flexi (přirozený záměrný ohybu končetiny ve smyslu jejího zkrácení) v sagitální rovině (vertikální rovina ve směru chůze). Přestože rotace kloubu nastává současně ve třech rovinách (sagitální, frontální, transversální), lze soustavu těchto rotací považovat za jediný pohyb. Toto zjednodušení může být uvažováno, jelikož velikost ostatních rotací je výrazně nižší - vnější a vnitřní rotace do 9°, abdukce a addukce do 11°.



Obr. 1 Průběh kroku [6]

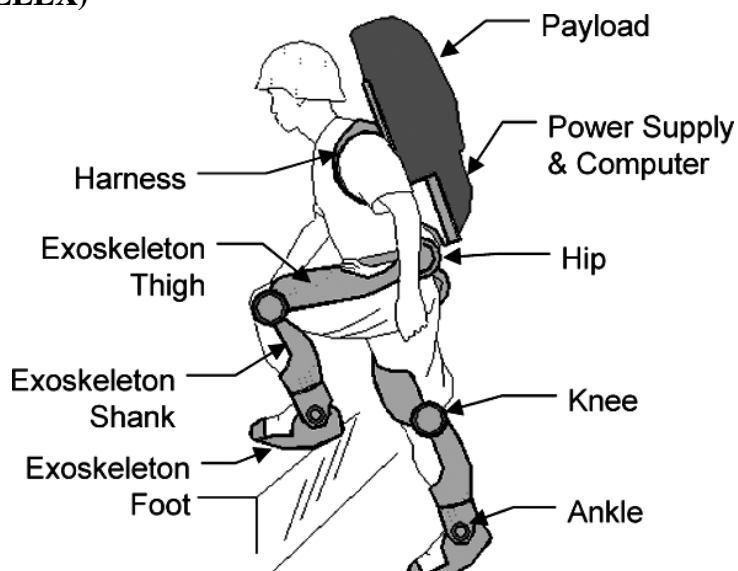
3. Robotické ortézy kolene

Převážná většina v dnešní době používaných kolenní ortéz je použita jako součást exoskeletu, který současně zahrnuje ortézu hlezenní, nohy, případně i ortézu kyčelního kloubu (tzn. ortéza celé nohy).

3.1 Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)

Exoskelet dolních končetin vyvinutých na Berkeley slouží k poskytnutí nositeli možnosti nést vyšší množství zátěže, než by bylo fyzicky možné, a to i v nerovném terénu, kde by nebylo možné použít klasických kolových vozidel. Exoskelet se skládá ze dvou ortéz nohou, zdroje energie a rámu pro připevnění nákladu. Na rozdíl od běžných zařízení se nepohybuje sám, ale sleduje uživatelovy pohyby a posiluje základní pohyb, díky čemuž kombinuje sílu dodanou zařízením s navigační inteligencí a přizpůsobitelností člověka.

Možné použití se naskytuje při likvidaci následků pohrom, transportu zásob a materiálu do těžko přístupných oblastí apod.



Obr. 2 BLEEX [7]

3.2 Human Universal Load Carrier (HULC)

Exoskelet HULC je následníkem exoskeletu BLEEX uvedeným do praxe. Tento systém umožňuje svému uživateli nést náklad až do hmotnosti 90kg v jakémkoli terénu bez toho, aby ho toto břímě jakkoli zatížilo. Kromě běžné chůze umožňuje také například stoupaní do schodů, či dokonce i běh, u kterého se však rychle projeví nedostatek tohoto zařízení, kdy při běhu dojde k vybití baterií za méně než hodinu. Tato nevýhoda však může být vyvážena poměrně vysokou nosností a tedy možností nést množství náhradních zdrojů energie.

Při rychlosti 4km/h je zařízení schopno urazit až 20km v nerovném terénu. Maximální stálá rychlost pohybu je 11km/h, krátkodobě lze však dosáhnout rychlosti až 16km/h.

Od roku 2010 systém HULC využívá armáda Spojených Států Amerických, díky čemuž došlo ke zvýšení odolnosti zařízení proti prachu, písku a povětrnostním vlivům.

Pohyb zajišťuje hydraulický mechanismus. Převážná většina exoskeletu je ze slitin titanu, které dosahují vynikajícího poměru pevnosti a hmotnosti. Exoskelet sám bez baterií váží 24kg a je určen pro osoby o výšce mezi 1,63m a 1,88m.

Bylo zjištěno, že díky celkové podpoře pohybového ústrojí, dochází ke snížení spotřeby kyslíku při rychlosti chůze 4km/h o 5÷12%, což má za následek snížení únavy uživatele.



Obr. 3 HULC [12]

3.3 ONYX

ONYX je zařízení sloužící ke zvýšení síly a výdrže dolních končetin uživatele při plnění fyzicky náročných úkonů (zvedání těžkých nákladů a jejich přenášení, chůze na dlouhou vzdálenost se zátěží, opakované, či dlouhodobé klekání a plazení apod.). Kromě navýšení pohybového potenciálu uživatele, také snižuje namáhání svalů nohou a kolenního kloubu a napomáhá rovnoměrnému rozložení hmotnosti, a tedy zabraňuje přílišnému zatížení kostí a jejich následnému poškození zvýšeným tlakovým napětím.

Po mechanické stránce sestává pouze z elektromotorem ovládané kolenní ortézy. Pomocí senzorů snímajících rychlost, směr a úhel pohybu, jež jsou umístěné v oblastech nohou, kolen a kyčlí, dokáže umělá inteligence řídicího centra předpovídat následující pohyb uživatele a následně dodat ve správnou chvíli potřebný moment. V současné době je

odezva systému na pohyb uživatele okolo 150ms, což je obdobná doba jako ta, za kterou sval zareaguje na signál z mozku. Díky kombinaci materiálů, ze kterých se ONYX vyrábí (uhlíková vlákna, hliník, umělá hmota, tkanina, titan), dosahuje relativně nízké hmotnosti přibližně 9kg včetně baterií.



Obr. 4 ONYX [14]

3.4 Tibion Bionic Leg

Tibion je řízená kolenní ortéza sloužící k nácviku chůze a zvýšení mobility. Byla vyvinuta a je určená zejména pro pacienty, kteří následkem prodělané mrtvice ochrnuli. Na rozdíl od dříve používaných obdobných zařízení sestává pouze z ortézy kolenního kloubu a nevyužívá tedy složitějšího více kloubového systému.

Ortéza se skládá z pružné vložky do boty, která zároveň slouží jako snímač plantárního tlaku; volně přiléhavých kotníků obepínajících popruhy, které slouží k uchycení botní vložky bez toho, aby dodaly kotníku další podporu; pevného plastového těla připevněného k holeni a stehnu pomocí textilních popruhů přizpůsobitelných pomocí suchých zipů a stavicích knoflíků; kloubu s jedním stupněm volnosti vybaveným snímači úhlu natočení; dvou elektromotorů; řídicího panelu a z integrované lithiové baterie. Hmotnost celé bionické nohy je přibližně 3,7 kg. Nasazení a sundání trvá 5-8 min.

Pomocí snímaných veličin (plantárního tlaku - detekuje fázi kroku na základě míry zatížení a času mezi přenesením váhy mezi patou a prsty; úhlu natočení kloubu; krouticího momentu na motoru) a prediktivního algoritmu vyhodnocuje fázi kroku a potřebnou míru asistence, kterou následně ve správný čas poskytne. Během stojné fáze kroku, stoupání do schodů a zvedání ze sedu motor dodává točivý moment potřebný k protažení končetiny. Naopak při zatížení paty, při chůzi ze schodů a sedání motor slouží, jako zdroj odporu proti ohybu kloubu (např. pro zpomalení a zvýšení plynulosti přechodu do sedu). Během švihové fáze kroku a při nezatížení končetiny dochází k vypnutí motoru, a tedy k umožnění volného ohybu kloubu.

U testovaných jedinců po mrtvici bylo po šesti týdenní rehabilitaci s touto pomůckou prokázáno dlouhodobé zlepšení rovnováhy (tzn. snížení rizika pádu) a zvýšení výdrže a rychlosti chůze.

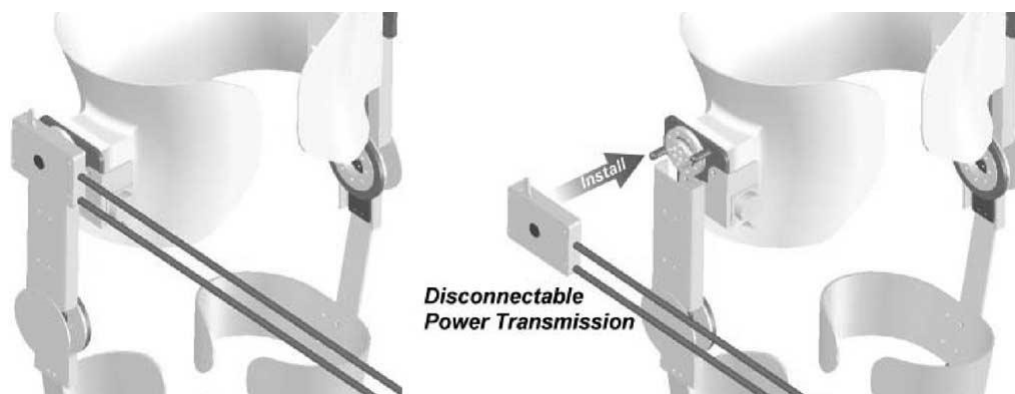


Obr. 5 Tibion Bionic Leg [17]

3.5 Exoskeletal Power Assistive Device (EXPOS)

Většina z užívaných ortéz a exoskeletů dolních končetin slouží k rehabilitaci, usnadnění pohybu při každodenních činnostech, či ke zvýšení nosnosti. EXPOS je však mírnou výjimkou z tohoto pravidla. Slouží primárně přímo k usnadnění pohybu starších lidí a to v místech k tomu uzpůsobených (bytech, nemocnicích apod.). Nejjednodušší a také asi nejvýstižnější popis tohoto zařízení je ‚chytřé chodítko s exoskeletem.‘

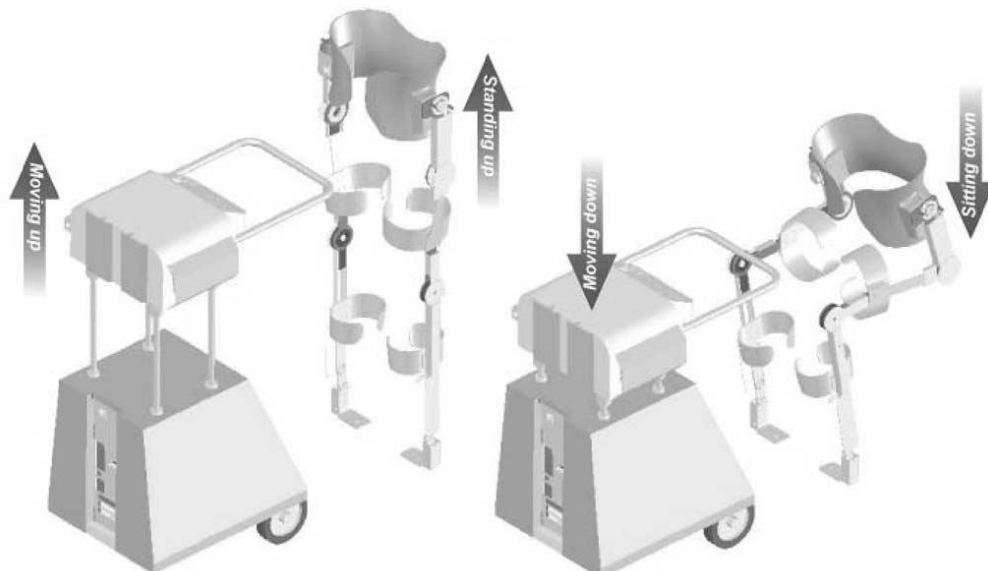
Exoskelet se skládá z dvojic ortéz kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu. Z důvodu co největšího snížení hmotnosti exoskeletu (na 3 kg a méně) byl pohon spolu s bateriemi umístěn do chodítka. Výkon je z chodítka přenášen pomocí dvou lanek (dva pro každou končetinu), jejichž současný elektromotory vyvolaný pohyb natáčí kladku v kyčelním kloubu. Z důvodu pohodlí a vyšší praktičnosti lze při vypnutém zdroji energie toto propojení odpojit od exoskeletu.



Obr. 6 EXPOS - Systém propojení exoskeletu a chodítka [19]

Rotace kolenního kloubu je zajištěna pomocí pružinou předepnutého drátu při konstantním převodovém poměru mezi kladkami v oblasti kyčle a kolene. Hlezenní kloub je jako jediný ovládaný pasivně pomocí kombinace tlumiče a pružiny. Vyhodnocování stavu chůze probíhá pomocí dat ze snímačů úhlu natočení kyčelního a kolenního kloubu, točivého momentu na jednotlivých kladkách, tlaku a prodloužení svalových vláken.

Chodítko je vybaveno rukojetí, čtyřmi elektromotory ovládajícími exoskelet, výpočetní jednotkou a baterií. Pomocí pneumatických členů je možné nastavovat vertikální pozici rukojeti, a to jak pro docílení ideální pozice úchopu, tak i jako asistenci při sedání a zvedání se ze sedu. Z důvodu lepší stability je chodítko poměrně těžké a vzhledem k určení zařízení pro starší a hůře pohyblivé uživatele bylo vybaveno čtyřmi koly s motorem. Vzhledem ke hmotnosti, rozměrům a způsobu pohybu chodítka není možné se s tímto kompletem pohybovat po schodech, přes překážky a v nerovném terénu.



Obr. 7 EXPOS - Polohování rukojeti [19]

3.6 C-Brace

Jedná se o robotické zařízení kombinující ortézy kolene, hlezenního kloubu a nohy. Zařízení je schopné rozeznat stojnou a švihovou fázi kroku, díky čemuž dokáže určit, kdy dodat podporu pro zpevnění postoje, a kdy prošvihnutí pro krok. Tato ortéza je určena jak pro běžnou chůzi, stoupání po schodech, asistenci při zvedání ze sedu, tak i například pro jízdu na kole. Nastavení kloubu (úhlu propnutí kolene při švihové fázi kroku, odporu proti ohybu při stání apod.), přepínání funkcí (základní, jízda na kole, fixace ohybu kloubu, ...) a kontrolu stavu baterie lze provádět pomocí mobilní aplikace. Díky nízké hmotnosti a tloušťce je tuto ortézu možné nosit pod oblečením.

Tělo této ortézy se vyrábí z vláknových kompozitních materiálů. Řízení ortézy je zajištěno hydraulickou jednotkou, která zajišťuje pohyb a ovlivňuje odpor proti ohybu a natažení. Baterie jsou umístěny v řídicí jednotce, díky čemuž z ní nevedou žádné kabely, což přispívá ke zvýšení bezpečnosti a komfortu při manipulaci s ortézou. Baterie při běžném provozu mají výdrž přibližně 16 hodin na jedno nabití.



Obr. 8 C-Brace [8]

3.7 E-MAG Active

Ortéza E-MAG Active se stejně jako C-Brace skládá z kombinace ortézy kolene, hlezenního kloubu a nohy. Jde však o poněkud jednodušší zařízení, které snímá polohu dolní končetiny a na základě tohoto údaje kolenní kloub buď zablokuje (stojná fáze kroku), nebo odblokuje (při přechodu ze stojné fáze kroku ve švihovou). Při přechodu do odblokovaného režimu je možné tuto ortézu použít i při jízdě na kole. Řídicí jednotka umožňuje podporu pro různé sportovní aktivity např. nordic walking.

Tělo této ortézy se vyrábí z vláknových kompozitních materiálů. Blokování ohybu je zajištěno pomocí elektromagnetu. Baterie s výdrží 5000 kroků (cca 8 km) je integrována v řídicí jednotce ortézy.



Obr. 9 E-MAG Active [20]

3.8 MAK Active Knee

MAK je další ortézou kombinující ortézy kolene, hlezenního kloubu a nohy. Byla vyvinuta jako rehabilitační a kompenzační pomůcka vyvažující nedostatečnou pohyblivost kolenního kloubu a svalovou slabost, jež je častým průvodním jevem roztroušené sklerózy, dětské obrny a mrtvice.

Ortéza se skládá z dvojdílného plastového těla připevňovaného pomocí textilních popruhů, řídicí jednotky se zabudovaným elektromotorem a bateriemi, pasivní hlezenní ortézy připojené pomocí kovové spojky s nastavitelnou délkou uzpůsobující ortézu pro osoby s výškou od 150 cm do 195 cm a elastické vložky do bot obsahující senzory tlaku. Elektromotor s převodovkou poskytuje moment více jak 30 Nm při úhlové rychlosti 2,5 rad/s umožňující uživateli rychlost pohybu až 1 m/s.



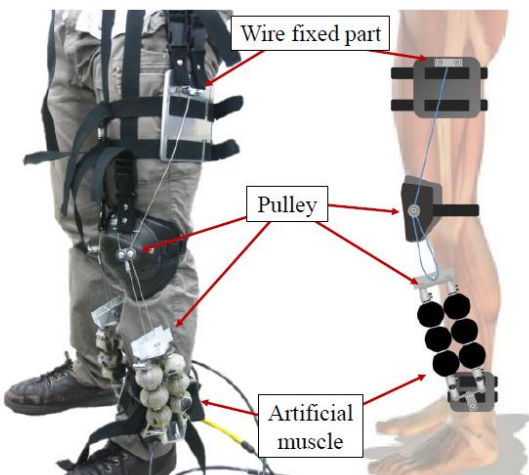
Obr. 10 MAK Active Knee [22]

Pasivní uložení motoru pomocí série plastových elastických součástí umožňuje absorbovat nežádoucí odchylky a rázy způsobené neopatrným pohybem. Řízení pohybu kloubu je koordinováno pomocí dat ze senzorů plantárního tlaku ve vložce do boty, magnetického senzoru polohy měřícího úhel natočení kloubu a pohybového senzoru, který snímá míru stlačení elastických elementů pro výpočet točivého momentu. Data ze snímačů plantárního tlaku (jeden v oblasti paty a jeden v oblasti prstů) slouží, jako indikátor fáze kroku. Výkon vestavěné lithiové baterie umožňuje 4 hodiny kontinuálního pohybu. Díky svým kompaktním rozměrům a nízké hmotnosti (2,8 kg) je možné MAK používat ke každodennímu nošení.

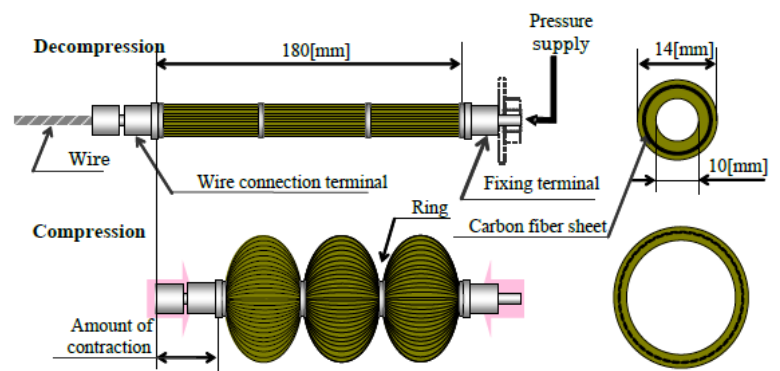
Klinickými studii bylo zjištěno snížení potřebné délky rehabilitace při používání této robotické ortézy o 66% a dlouhodobé zlepšení a zrychlení chůze.

3.9 Power Assist Suit

Jedním z méně vážných, leč velmi častých zdravotních problémů (přibližně 60% případů nemoci z povolání), je bolest v dolní části zad. Ta bývá často způsobena nevhodným způsobem zvedání těžkých objektů. Jedním z možných řešení problému je změna techniky zvedání, při které je objekt zvedán nikoli ze stoje, ale z podřepu. Bylo zároveň zjištěno, že tato metoda vykazuje snížení efektivity metabolismu o 23-34%. Z tohoto důvodu byl vyvinut asistenční oblek, sloužící jako silová podpora kolenního kloubu. Na rozdíl od převážné většiny aktivních ortéz a exoskeletů nevyužívá k posílení uživatele elektromotor, ale pneumatické umělé svaly.



Obr. 12 Power Assist Suit - Složení sestavy [25]



Obr. 11 Power Assist suit - Pneumatický sval [25]

Zařízení se skládá (pro jednu končetinu) ze dvou lanek, dvou pneumatických umělých svalů, kolenního chrániče a úchyty lanek. Umělé svaly jsou uchyceny ve spodní části bérce (nad kotníkem), jeden z vnější strany končetiny a jeden z vnitřní strany. Ke každému ze svalů náleží jedno lanko. Jedním koncem jsou lanka přichycena na kolenním chrániči. Vedena jsou skrz kladku na horním konci příslušného umělého svalu, následně kladkou na kolenním chrániči a končí přichycením svým druhým koncem na úchyty lanek v horní části stehna. Tento koncept zajišťuje značnou variabilitu délky zařízení, umožňující přizpůsobení pro různé délky končetin pouhou záměnou či přechycením lanek. Každý z umělých svalů se skládá ze šesti pryžových pneumatických vaků podél osy vyztužených uhlíkovými vlákny. Při zvýšení tlaku uvnitř svalů dochází ke zvětšení průměru vaků a snížení délky svalu, což má za následek vyvození síly v lanku a s její pomocí následné narovnání končetiny. Dle výpočtů lze takto (u tohoto konkrétního zařízení) získat pomocný moment v kolenní až 150 Nm (pro porovnání: Experimentem byl u pokusného subjektu o výšce 176 cm a hmotnosti 70 kg zvedajícího břímě hmotnosti 15 kg, naměřen moment v kolenní 90 Nm). Dodatečný moment vinou postupného uvolňování lanek při narovnávání končetiny není konstantní.

3.10 Interactive exoskeleton robotic knee system

Tento systém byl navržen a přizpůsoben na Hongkongské polytechnice, jako exoskeletální rám uchycený na oslabenou končetinu uživatele sloužící k nácvičku a silové asistenci chůze. Na rozdíl od mnohých současných exoskeletů tohoto typu je tento systém lehký a k ovládní svého pohybu využívá, namísto přednastavené trajektorie chůze, aktivního snímání a predikce kroku na základě naměřených vzorců chůze a dokáže automaticky určit, zda uživatel kráčí v rovném, či nerovném terénu, nebo jestli například stoupá do schodů. Aktivní nastavování parametrů chůze je žádoucí zejména z důvodu častých abnormalit ve způsobu chůze starých osob a pacientů po mrtvici. V případě přednastavené trajektorie a způsobu chůze mohou tyto abnormality způsobovat bolest, vyvádět uživatele z rovnováhy a mohou zapříčinit větší energetickou náročnost chůze.

Ovládní exoskeletu je zajištěno elektrickým servomotorem a stabilita mechanickým zámkem kloubu. Systém je schopen snímat kinematické vzorce chůze za pomoci senzorů na ovládané končetině, detekce záměru chůze a podmínek okolí použitím ovládacího algoritmu založeném na analýze chůze a za pomoci pohánění a uzamykání motorizovaného kolenního kloubu dle opatrně nastavovaného vzorce chůze a kontroly polohy pro usnadnění chůze v různých podmínkách.

Systém se skládá z: rámu exoskeletu složeného ze stehenní a holenní části spojených na vnější straně končetiny, sensorového systému, snímače síly, motoru, systému mechanického zámku, řídicí jednotky a ovládacího algoritmu pro synchronizaci motoru a zámku.

Motor se nachází v ose hlavní rotace kolenního kloubu a je uchycen za stehenní část rámu exoskeletu. Elektromechanický zámek přiléhá k ose kolenního kloubu na vnitřní nebo vnější straně končetiny a je operativně připojován ke stehenní a holenní části. Řídicí jednotka obsahuje softwarový modul ovládní motoru pro automatické nastavování otáček motoru a úhlu natočení podle rychlosti chůze uživatele a podmínek okolí (chůze v terénu, po schodech atd.). Sensor pohybu je uchycen na stehenní a/nebo holenní části rámu. Měří úhel natočení a lineární zrychlení a dodává o nich zpětnou vazbu. Sensor síly se nachází na odděleném, nebo přichyceném dílu pod chodidlem. Snímá vzorec chůze v závislosti na průběhu zatížení během kroku. Součástí jak stehenní tak holenní části rámu je systém pro nastavení délky v závislosti na délce uživatelské končetiny.



Obr. 13 Interactive exoskeleton robotic knee system [31]

4. Praktická část

Úkolem praktické části je navrhnout koncept mechaniky a systém pohonu robotické kolenní ortézy. V rámci práce jsem připravil dva návrhy a optimalizaci ortézy s různým způsobem přichycení ke končetině. Oba návrhy využívají ke své funkci stejného systému pohonu (stejný motor) a jsou určeny k výrobě stejnou technologií za použití totožného materiálu.

4.1 Pohon

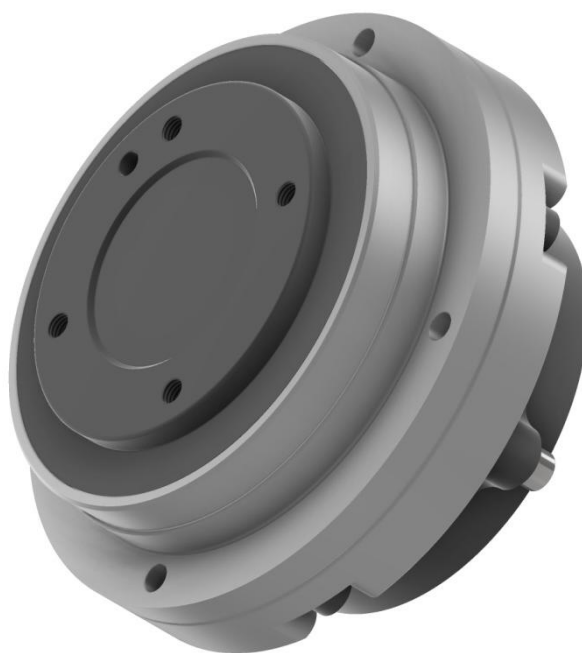
Jako pohonnou jednotku zajišťující pohyb a aretaci pohybu byl zvolen motor FLA-11A-100FB-H48. Jedná se o bezkomutátorový stejnosměrný motor vybavený harmonickou převodovkou, disponující převodovým poměrem o velikosti 100, jež poskytuje velmi výrazné navýšení výstupního momentu, a to i při zachování kompaktní velikosti (maximální průměr: 71mm, délka ve směru osy rotace 43,3mm).

Výstupní moment z motoru může krátkodobě dosáhnout až k 11Nm, ale vzhledem k absenci aktivního chlazení pohonu je maximální moment stálého pohybu 2,4Nm při až 30ot/min na výstupním hřídeli. Nejvýše lze dosáhnout rychlosti krátkodobě až 50ot/min na výstupu. Kromě zamezení přehřívání motoru je teplotní omezení výhodné i jako ochrana před rizikem popálení o hliníkový plášť pohonu a také před poškozením sousedících termoplastických součástí. Zároveň není chod motoru doprovázen zvuky doprovázející aktivní chlazení.

Pohon je vybaven snímači polohy a teploty. V případě snímače polohy se konkrétně jedná o Hallův senzor s rozlišením 30 pulsů za otáčku motoru respektive 3000 pulsů za otáčku výstupního hřídele. Díky tomuto rozlišení je možno určit polohu (natočení) výstupního hřídele s přesností na 0,12°. Snímání teploty je zajištěno termistorem s rozsahem 40÷100°C a přesností ±6°C.

Pro správnou funkci motoru a čidel je potřebné ovládat pohon pomocí správných ovladačů (driverů). Výrobce pohonu konkrétně doporučuje ovladače CCMDPE-D40P3YC1 společnosti YASKAWA CONTROLS CO., LTD.

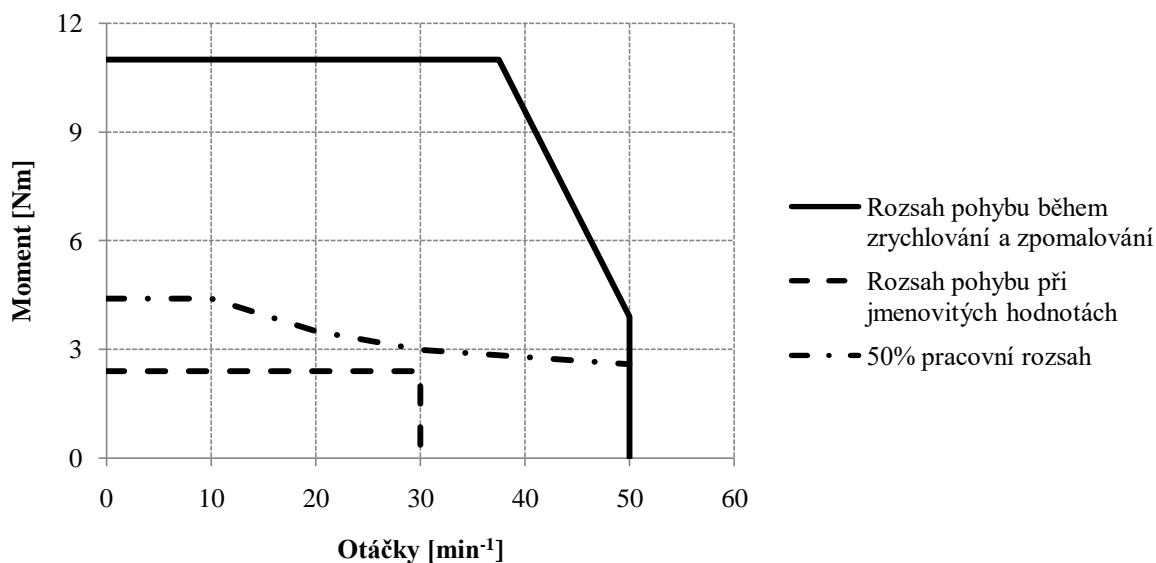
Pohon je určen k provozu při teplotách 0÷40°C a relativní vlhkosti 20÷80%. Neměl by přijít do styku s vodou, oleji, kovovým prachem, korozivními a hořlavými plyny při minimálním vystavení přímému slunečnímu svitu v nadmořských výškách do 1000m.



Obr. 13 Pohon FLA-11A-100FB-H48

Tabulka 1 Hodnoty základních veličin pohonu [26]

Maximální moment	M_{\max} [Nm]	11
Jmenovitý moment	M_n [Nm]	2,4
Maximální otáčky	n_{\max} [min^{-1}]	50
Jmenovité otáčky	n_n [min^{-1}]	30
Momentová konstanta	K_M [NmA^{-1}]	5,9
Maximální proud	I_{\max} [A]	2,6
Jmenovitý proud	I_n [A]	0,8
Jmenovité napětí	U_n [V]	48
Počet pólů motoru	-	10
Fázový odpor při 20°C	R [Ω]	1,65
Fázová indukčnost	L [mH]	1,75
Moment setrvačnosti	J [kgm^2]	0,029
Převodový poměr	-	100
Hmotnost	m [kg]	0,42



Obr. 145 Momentová charakteristika pohonu [26]

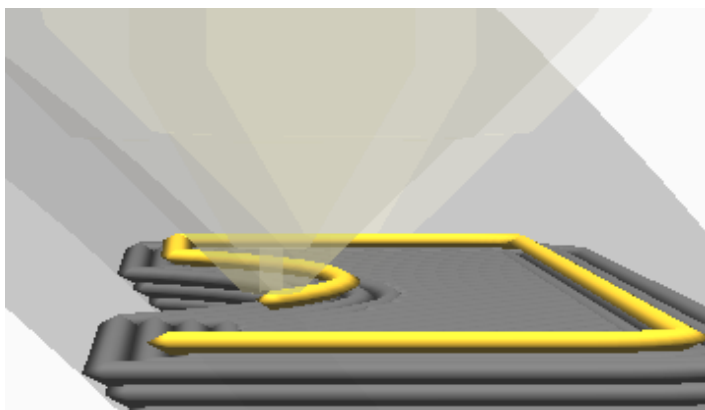
Pro pohyb nevázaný na rozvodnou elektrickou síť je potřeba přenosného zdroje (baterií). Potřebná kapacita baterií pro napájení pohonu a řídicí jednotky je závislá zejména na odběru motoru. Pro provoz po dobu osmy hodin je třeba baterií s minimální kapacitou 6,4Ah. Použití baterií s sebou přináší problém v podobě přidané hmotnosti. Z toho důvodu je předpokládáno umístění baterií spolu se řídicí jednotkou mimo samotnou ortézu.

4.2 Technologie

K výrobě konstruovaných užitných částí navrhované ortézy (tělo ortézy, kryty apod.) je zamýšleno primárně využití technologie 3D tisku.

Jedná se o technologii, která v posledních letech zažívá značný rozmach a vývoj. V průmyslové praxi se obvykle využívá pro rychlou a nenáročnou výrobu prototypů. Nejde sice o efektivní způsob velkosériové výroby, ale umožňuje lacinou a poměrně rychlou výrobu, jak konečného produktu, tak i náhradních dílů, a to i v prostředí domova bez nutnosti pořízení drahých, těžkých a objemných specializovaných strojů a nástrojů. V případě úpravy designu (např. z důvodu zvýšení pevnosti a tuhosti, snížení hmotnosti, zlepšení vizuální stránky předmětu), nebo při poškození výrobku, lze danou část, či celek, snadno zaměnit vytištěním náhrady. Na rozdíl od konvenčních technologií lze snáze vytvořit objekty komplikovaných tvarů a to včetně těch, kterých tradiční metody zcela nejsou schopny docílit.

V principu se jedná o aditivní technologii. To znamená, že nedochází k tváření, odlévání, nebo úběru materiálu, nýbrž k nanášení jednotlivých vrstev pracovní látky a jejich spojení. Pomocí této technologie lze vytvářet objekty nejen nepřeborného množství tvarů a velikostí, ale také z mnoha druhů rozdílných materiálů, zejména pak z plastů, kovů, písku, ale například také čokolády, či betonu. Zdaleka nejhojněji používanými materiály pro 3D tisk jsou jednoznačně termoplasty (např. ABS, PLA, HIPS, PET, Nylon, PC) a to při technologii FFF (fused filament fabrication), kde dochází k přímému vrstvení tryskou nataveného termoplastu,

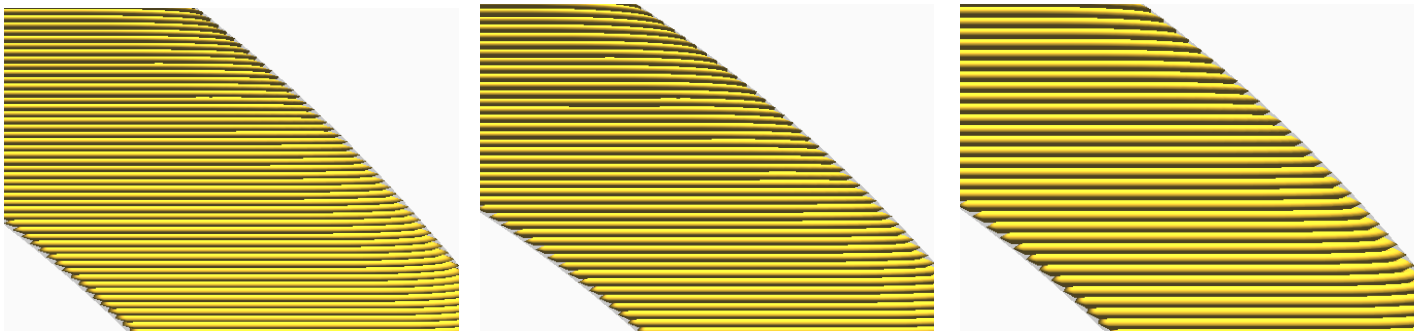


Obr. 15 Princip pokládání materiálu při FFF

uchovávaného ve formě navinutého drátu, na předchozí vrstvu (v případě první vrstvy na základní podložku).

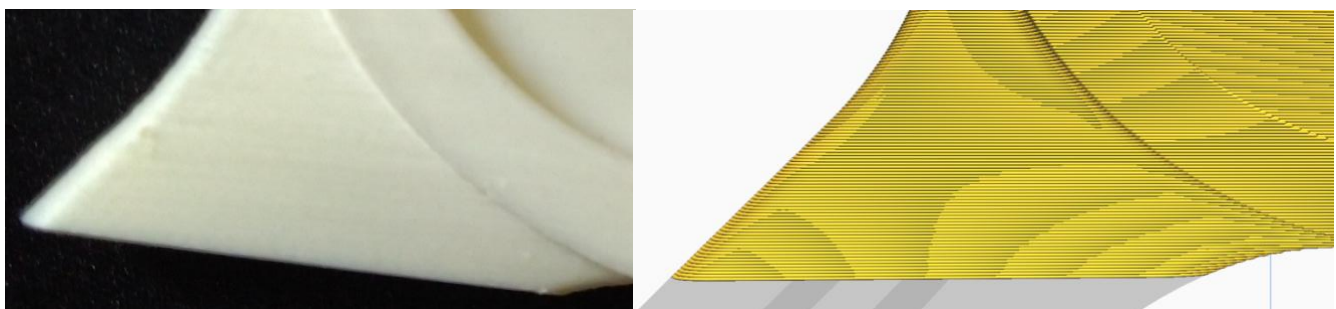
Hlavní nevýhodou této technologie, zejména při použití v technické praxi, je vcelku nízká přesnost výroby, která závisí zejména na přesnosti dané tiskárny, toleranci průměru tiskové struny (u FFF) a nastavených parametrech (tloušťka vrstvy, výstupní průměr trysky). Přesnost tisku se pohybuje v desetinách milimetru (0,1mm až 0,5mm). Nejvíce patrná velikost nepřesnosti je při tisku kruhových otvorů, které pokud jsou příliš malé (např. 2mm), mohou být i zcela zaslepeny.

Další nevýhodou je nízká kvalita povrchu, která je odvislá od nastavené tloušťky pokládané vrstvy. Nastavitelná tloušťka vrstvy se v závislosti na použité tiskárně může pohybovat při použití nejběžnější trysky průměru 0,4mm od 0,02mm (častěji 0,12mm) do 0,32mm (při použití trysky většího průměru i více). U tlouštěk na nižším okraji spektra dochází k vizuálnímu splynutí jednotlivých vrstev, avšak značná hrubost povrchu při dotyku je stále patrna. Pro docílení lepšího výsledku je možné použít mechanické, či chemické vyhlazování (například pomocí smirkového papíru, lapovací pasty, nebo acetonových par). Tloušťka vrstvy je také faktor nejvíce ovlivňující rychlost tisku dané geometrie.



Obr. 16 Porovnání různých tlouštěk vrstev; zleva 0,12mm (doba tisku 7 hodin 8 minut), 0,16mm (doba tisku 5 hodin 21 minut), 0,20mm (doba tisku 4 hodiny 18 minut)

Mechanické vlastnosti výrobků 3D tisku zcela nedosahují materiálových vlastností, jako při použití jiných technologií. Hlavně se jedná o změnu vlastností v závislosti na směru namáhání. I v případě, že základní materiál je izotropní (má ve všech směrech stejné vlastnosti), je pevnost výsledného výrobku závislá na směru zatížení a může tedy i při nižším napětí dojít například k oddělení jednotlivých vrstev. Z tohoto důvodu je nutné dbát u mechanicky zatěžovaných součástí vyrobených 3D tiskem na správné nastavení směru tisku.



Obr. 17 Porovnání kolmého pohledu na místo poškození součásti a nastaveného směru tisknutí



Obr. 18 Pohled na místo lomu pod úhlem (15% plnění objemu součásti)

4.3 Materiál

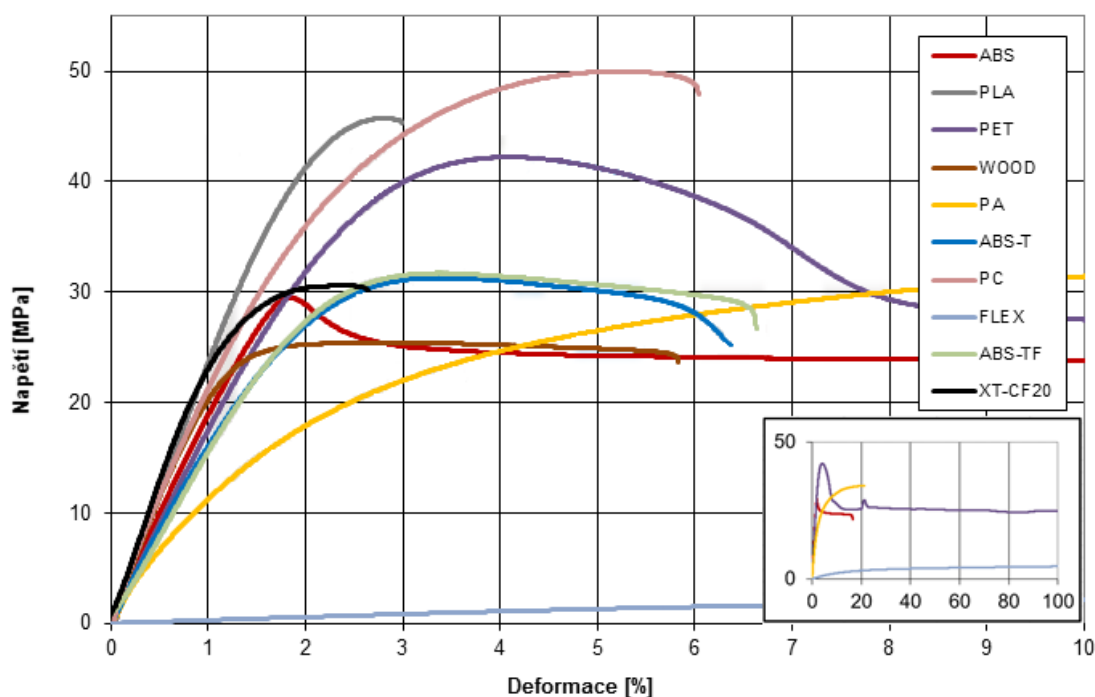
Zvolená technologie výroby naskýtá možnost použití množství různých termoplastů lišících se svými vlastnostmi a cenou. Pro zamýšlenou aplikaci a jednoduchost výroby jsem se rozhodl pro výrobu těla ortézy vybrat konkrétní materiál ze tří nejčastěji používaných, kombinujících dobré mechanické vlastnosti, méně náročný tisk a dostupnost.

Nejčastěji používaným materiálem pro 3D tisk metodou FFF je ABS (akrylonitril-butadien-styren), který vyniká relativně vysokou pevností, teplotní odolností, značnou tažností a nízkou cenou. Použití ABS ale zároveň přináší při 3D tisku obtíže v podobě vysokých tiskových teplot, silných výparů, nutnosti použití vyhřívané tiskové plochy, špatné přilnavosti k tiskové ploše a značného smršťování, a tedy rizika deformace výrobku. Díky obecně dobrým vlastnostem, zdravotní nezávadnosti a univerzálnímu použití se s ABS můžeme setkat velmi často například v domácnosti (kryty přístrojů, skořepiny cestovních kufrů, lžice do bot, hračky apod.), nebo v automobilovém průmyslu (prahové lišty, nárazníky, poklice na kola apod.). Docílit více hladkého povrchu lze, kromě mechanického opracování, také za pomoci acetylenových par.

Obdobně mnoho používaným materiálem je PLA (polymlečná kyselina), který vyniká poměrně vysokou pevností, tvrdostí, jednoduchým tiskem, univerzálností a nízkou cenou. Nevýhodou PLA je nižší houževnatost, nižší teplotní odolnost, horší soudržnost jednotlivých vrstev a náročnější opracovatelnost. Na rozdíl od převážné většiny ostatních plastů se jedná o materiál vyráběný z obnovitelných zdrojů (zejména z kukuřičného škrobu) a je biologicky odbouratelný. Kromě velkého množství barevných variant a různých modifikací, nabízí i možnost kompozitních materiálů nejčastěji přidáním dřeva, ale lze se také setkat s PLA s příměsí uhlíkových vláken, mědi, či oceli. V běžném životě se s ním setkáme především v podobě potravinových obalů a jednorázového nádobí.

Další hojně používaným materiálem je PET-G (polyethylentereftalát-glykol), který v sobě kombinuje pevnost blízkou se PLA, dobrou teplotní odolnost, tvrdost a houževnatost. Tiskovými vlastnostmi se nachází mezi předchozími dvěma. To znamená, že vyžaduje nižší teploty než ABS, ale vyšší než PLA, vyhřívání tiskové plochy je pouze doporučující z důvodu pouze mírného kroucení v důsledku smršťování (mírnější než u ABS, silnější oproti PLA). Jde o modifikovaný termoplast PET, který se obvykle používá jako obalový materiál, zejména na lahve. Kromě dobrých mechanických vlastností disponuje malou navlhavostí a zdravotní nezávadností.

Vzhledem k dobrým mechanickým vlastnostem (zejména pevnosti) a jednoduchosti tisku (vyšší



Obr. 20 Porovnání tahové zkoušky u různých materiálů [27]

pravděpodobnost úspěšného vytisknutí) volím PLA. Mez pevnosti v tahu PLA se pohybuje v rozmezí 40÷50MPa při tažnosti okolo 3% a mez pevnosti v ohybu okolo 80MPa. Pomocí žhání při teplotě mírně nad teplotou skelného přechodu (57°C) lze vlastnosti materiálu ještě vylepšit. Při výrazném překročení této teploty dochází k významné deformaci a ztrátě původního tvaru! Použití tohoto materiálu není nutné, jedná se pouze o volbu vzhledem k vyvážené kombinaci mechanických a tiskových vlastností. Namísto PLA lze vzhledem k dostatečné pevnosti (zachování bezpečnosti) použít i například PET-G, PC (polykarbonát), či PMMA (polymethylmethakrylát).

4.4 Použitý software a nástroje

Model navrhované ortézy byl připraven v programu Autodesk Inventor Professional 2020. Pro vyšší přesnost výsledků a rozsáhlejší variabilitu možností při nastavování zatížení a vazeb v rámci pevnostní analýzy jsem před zabudovaným základním simulátorem programu Inventor upřednostnil simulační nástroj Autodesk Inventor Nastran 2020 (v dřívějších verzích Autodesk Nastran In-CAD) použitý ve formě pluginu do zmíněného softwaru.

4.5 Záměr použití

Zamýšlené praktické použití navrhované ortézy se skládá z posílení a usnadnění chůze uživatele, náviku chůze po rovině, nahrazení pohybu kolenního kloubu při minimálním zatížení (při rehabilitaci) a dynamické změny aretace kloubu. Z důvodu zvolení plastu jako základního materiálu, kterýžto materiál obecně zdaleka nedosahuje hodnot pevnosti například oceli, a zároveň snahy dosáhnout, co možná nejnižší hmotnosti a kvůli omezenému momentovému rozsahu zvoleného motoru není možné ortézu použít jako celkovou náhradu funkce kolenního kloubu. Je tomu z toho důvodu, že moment v koleni ve směru mediální-laterální osy při chůzi po rovině dosahuje velikosti průměrně 0,041 Nm/bw což znamená, že v případě 80 kilového uživatele dosahuje tento moment velikosti přibližně 3,28Nm. Moment, který je daný pohon schopný vyvinout dlouhodobě, dosahuje velikosti 2,4Nm a je tedy menší. Lze namítnout, že pohon dokáže vydat moment až 11Nm, ale dokáže to pouze krátkodobě, dokud nedojde k přílišnému výdeji tepla a následné aktivaci omezení, umožňujícího poskytnutí pouze maximálně jmenovitého momentu. V případě chůze do schodů je také možná pouhá asistence, jelikož v tomto případě by potřebný kompenzovaný moment dosahoval průměrné velikosti 0,58Nm/bw okolo mediální-laterální osy znamenající moment 46,4Nm u 80 kilového uživatele.

4.6 Zatížení

Návrh konstrukce a pevnostní kontrola vychází z předpokládaného zatížení součástí. Konkrétně se jedná o moment dodaný pohonem vytvářející posouvající sílu na styčné ploše opěrné části ortézy a končetiny a o horizontální sílu potřebnou k vyvolání třecí síly (resp. adheze) dostatečně velké ke kompenzování síly tíhové. Velikost vnášeného momentu pro pevnostní návrh je uvažována jako maximální možný moment dodaný pohonem tzn. 11Nm. Při prvotním návrhu ortézy byla zjištěna hmotnost přibližně 0,75Kg k jejímuž kompenzování při koeficientu adheze 0,2 je třeba vyvinout sílu 36,75N. Z důvodu předpokladu běžného použití a vysoké pravděpodobnosti přetížení součástí při utahování bylo při návrhu uvažováno se silou 40N aplikovanou současně ve všech stahovacích bodech.

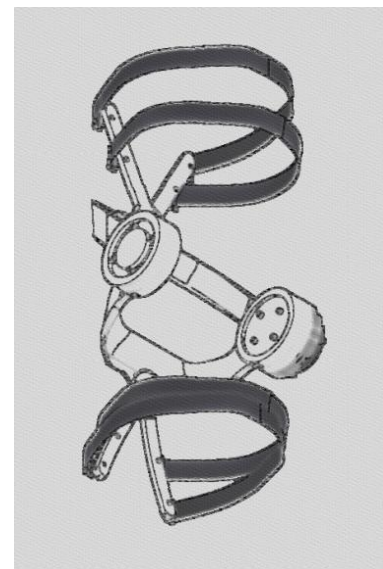
4.7 Výběr konstrukce ortézy

Účelem této práce je návrh konstrukce ortézy. Za tímto účelem jsem připravil čtyři varianty lišící se způsobem uchycení ortézy ke končetině.

Návrh 1

První návrh si zakládá na přizpůsobení tvaru uživatelově končetině pomocí dvojice (pro každou z částí ortézy, tzn. lýtkovou a stehenní) otočných ramen se společnou osou rotace. K ramenům jsou za otočná oka připevněny čtyři textilní popruhy (dvě pro lýtkovou část a dvě pro stehenní část). Rotace ok slouží k vyrovnání různého vzájemného natočení ramen, tak aby nedocházelo k přílišnému kroucení popruhů po přizpůsobení končetině. Ramena jsou spojena s lůžkem ortézy pomocí kloubu, v němž mají společnou osu rotace. Lůžko slouží zároveň jako opora a jako spojnice mezi kloubem ramen, kloubem hlavní osy rotace a pohonem. Plochý tvar lůžka vychází z potřeby kompenzovat přesun objemu svalu v rámci změny geometrie končetiny při deformaci (například při přechodu do sedu). Umožnění vzájemného natáčení ramen (jak vůči sobě, tak vůči tělu ortézy), nebo naopak aretace uzpůsobeného natočení, lze docílit povolením resp. utažením šroubu s rýhovanou hlavou (tento druh šroubu byl zvolen z důvodu možnosti jeho uvolnění či stažení bez nutnosti použití dalších nástrojů), jehož dřív také tvoří osu rotace ramen. Hlavní nevýhodou tohoto propojení ramen s tělem ortézy je nebezpečí nechtěné změny natočení ramen vlivem přílišného „utažení“ popruhů.

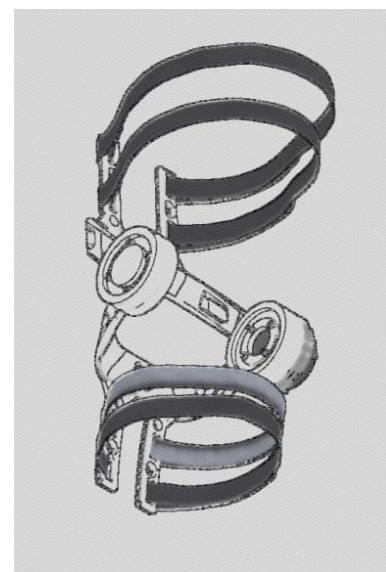
Samotné tělo ortézy je tvořeno dvěma na sebe navazujícími částmi. Na jedné straně jsou stehenní a lýtková část propojeny pomocí kuličkového ložiska usnadňujícího pohyb. Z druhé strany jsou části propojeny pohonem. Výstupní hřídel od rotoru pohonu je spojena pomocí šroubu s lýtkovou částí. Ke stehenní části je pohon připojen opět šrouby a to svým pouzdem.



Obr. 21 Návrh 1

Návrh 2

Koncept návrhu 2 je obdobný jako v případě návrhu 1. Opět je ortéza upevněna za pomoci čtyř textilních popruhů (dvou pro lýtkovou část a dvou pro část stehenní). Popruhy jsou zde uchyceny za oka na vystouplém vidlicovitém úseku ortézy. Na rozdíl od předchozího návrhu jsou ramena pevně spojena s tělem ortézy. Jedná se proto o variantu s vyšší pevností a bez natočení ramen při přílišném „utažení“ popruhu, ale zároveň s minimální přizpůsobitelností tvarovým abnormalitám uživatelovy končetiny. Ramena jsou na dané části ortézy vůči sobě rovnoběžná, lze tedy snáze, i bez použití dalších součástí kompenzujících proměnný úhel natočení ramen, připevnit popruh, a to bez jeho zkroucení.

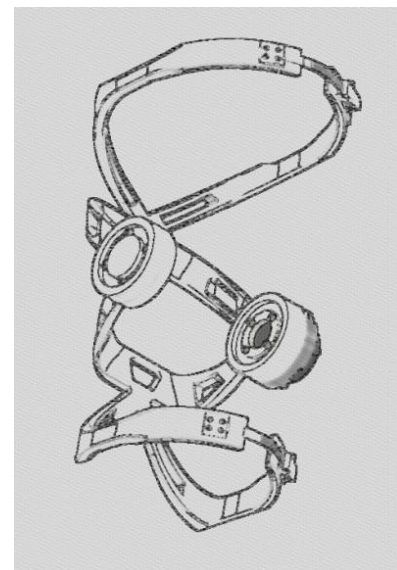


Obr. 22 Návrh 2

Návrh 3

Třetí návrh používá k uchycení ortézy systém svěrného spoje, kdy je síla potřebná k upevnění těla ortézy ke končetině vyvozena za pomoci deformace protilehlých ramen (dvou pro lýtkovou a dvou pro stehenní část). Deformace je vyvozena pomocí síly uživatele a uchována tvarovou vazbou mezi stahovací ozubenou plastovou páskou a pákou se zubem. Páka zdrhovacího systému umožňuje v základní poloze volný pohyb stahovací pásky při utahování a zabraňuje protisměrnému pohybu. V základní poloze je udržována pomocí dvou zkrutných pružin a může z ní být vyvedena stlačením k tomu určené plochy na opačné části páky oproti části se zubem.

Tělo ortézy je shodné s předchozími dvěma návrhy. Liší se pouze systémem uchycení ortézy ke končetině. Nevýhodou je potřeba více velikostí ortézy pro dosažení ideálního přilnutí ke končetině.



Obr. 23 Návrh 3

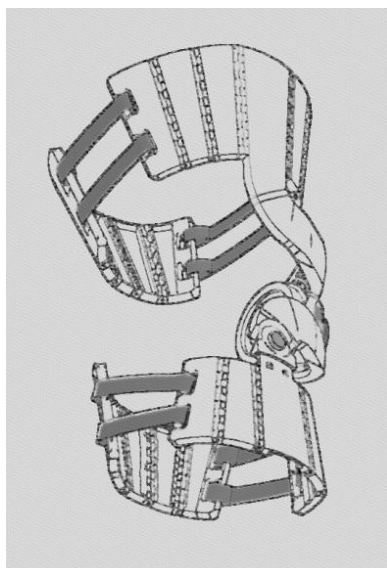
Návrh 4

Tento návrh se od předchozích liší tím, že k uchycení ortézy nepoužívá ramen, nýbrž segmentového pásu. Pás je spojen ocelovými osami a je možné ho sestavit z různého počtu segmentů v závislosti na velikosti uživatelské končetiny (průměru lýtky a stehna). Segmenty pásu mají kónický tvar, jenž umožňuje lepší obejmutí končetiny nekonztantního průřezu (zúžující se směrem k noze). Z přední strany končetiny je pás spojen s centrálním dílem, jež je součástí těla ortézy. Na zadní části končetiny je druhý pás (jeden pro každou část ortézy), který je s přední částí spojen textilními popruhy (čtyřmi pro lýtkovou část a čtyřmi pro stehenní část - na každé části dva z vnitřní strany končetiny a dva ze strany vnější). Oka pro připevnění popruhů jsou umístěna na krajních segmentech pásů.

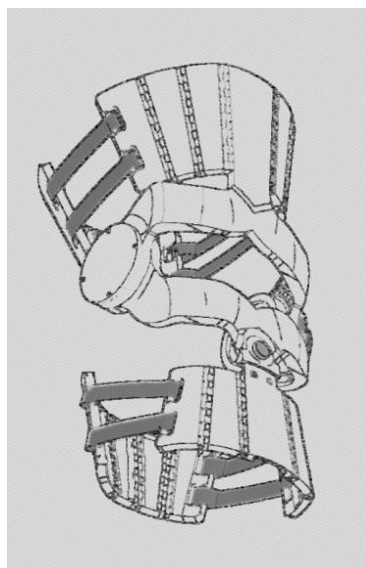
Lýtková část je opatřena kloubem pro natočení pásu vůči tělu ortézy. Kloub může být zpevněn či uvolněn pomocí šroubu s rýhovanou hlavou. Za kloubem následuje centrální segment umístěný na kolejničce umožňující posunutí pásu od a ke kolenu.

Vzhledem k tomu, že přímo ke končetině přiléhají pouze rozměrné plastové součásti (přes poddajné polštářky), nikoli úzké textilní popruhy, dochází k podstatně menšímu škrcení končetiny, a tedy pouze minimálnímu ovlivnění cirkulace krve krevním oběhem.

Z důvodu přizpůsobitelnosti konstrukce ortézy uživatelské končetině bude tomuto návrhu věnována pozornost v následující části této práce. Budou porovnány dvě varianty. V první variantě je v hlavní ose rotace ortézy pouze pohon, kdežto ve variantě druhé v ose bude také kloub opatřený kuličkovým ložiskem obdobně jako v předcházejících návrzích.



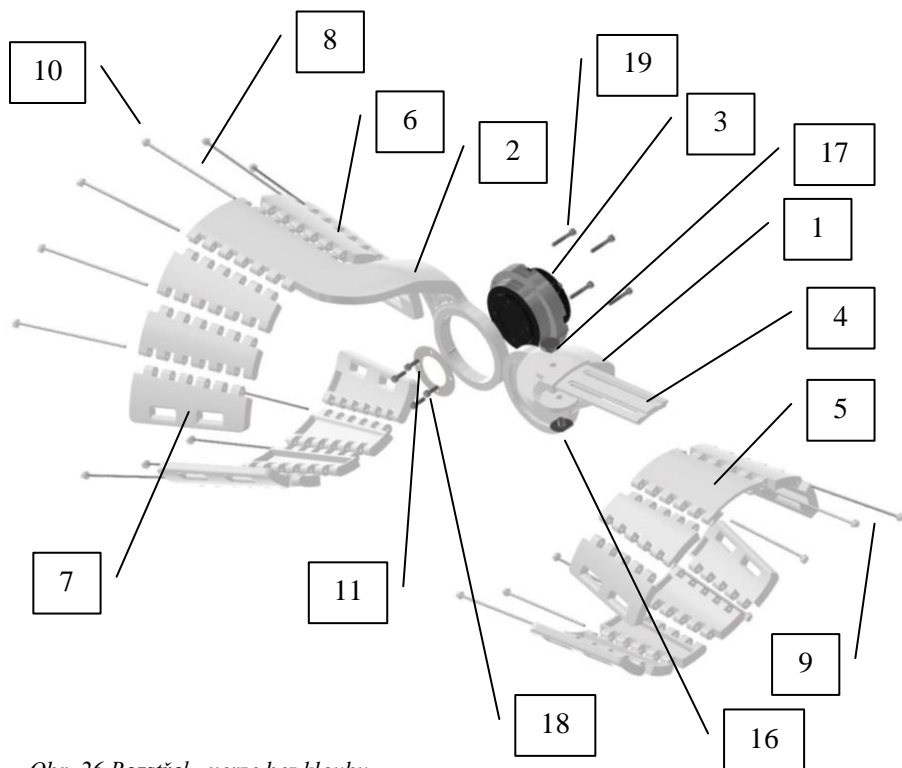
Obr. 24 Návrh 4 - verze bez kloubu



Obr. 25 Návrh 4 - verze s přidáním kloubem

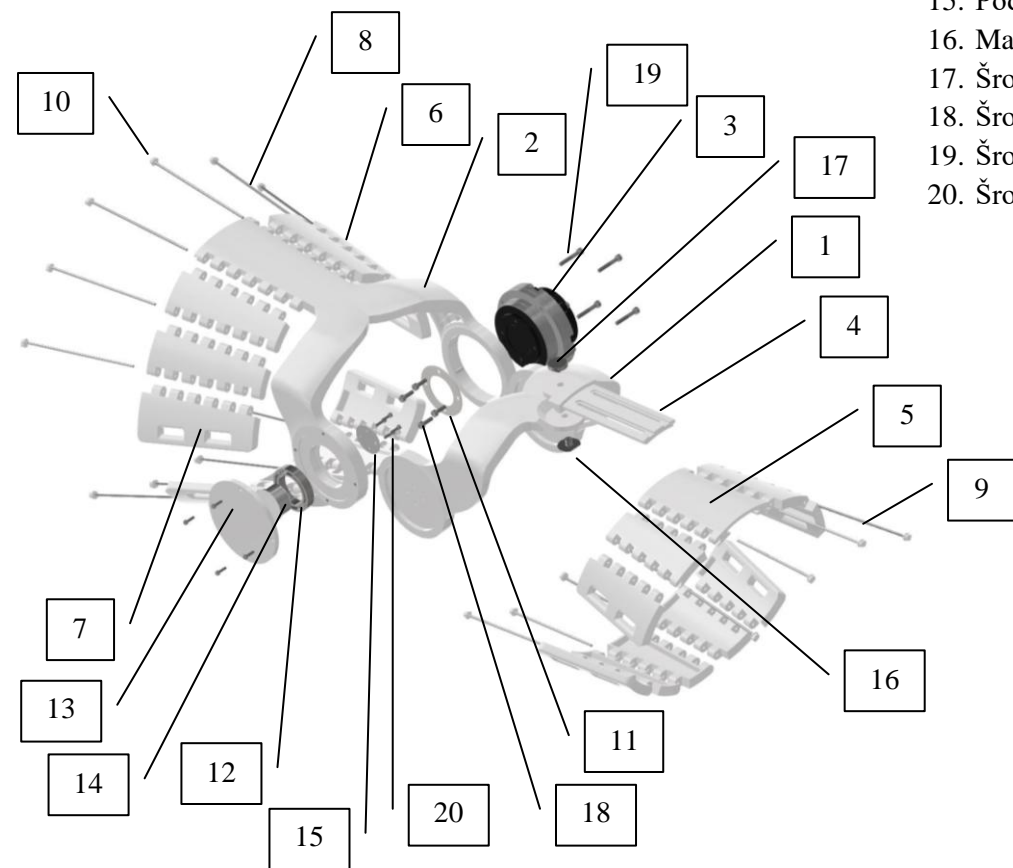
4.9 Sestavení

Na následujících dvou obrázcích se nachází rozstřel (rozložená sestava) zvoleného návrhu, a to jak ve variantě s kloubem, tak i bez něj.



Obr. 26 Rozstřel - verze bez kloubu

1. Lýtková část
2. Stehenní část
3. Pohon
4. Lišta
5. Centrální segment lýtkového pásu
6. Středový segment pásu
7. Krajní segment pásu
8. Osa dlouhá
9. Osa krátká
10. Krytka
11. Podložka pohonu
12. Ložisko 61805 ČSN 02 4630
13. Víko ložiska
14. Hřídel ložiska
15. Podložka kloubu
16. Matice s pojistnou podložkou
17. Šroub M4x8 DIN 653
18. Šroub M3x10 ČSN 3932 (4x)
19. Šroub M3x20 ČSN 3932 (4x)
20. Šroub M2x8 EN ISO 4792 (8x)



Obr. 27 Rozstřel - verze s kloubem

4.10 Popis součástí

V následující části se nachází detailnější pohled na součásti podstatné pro funkci ortézy a popis jejich konstrukce a funkce. Ortéza byla konstruována pro levou končetinu a tomu odpovídá i konfigurace jednotlivých dílů. Úprava pro pravou končetinu spočívá pouze v zrcadlení stehenní a lýtkové části (ostatní součásti je možno použít pro obě končetiny).

Stehenní část

Stehenní část je jedním ze dvou základních mechanických prvků těla ortézy. Spolu s lýtkovou částí se jedná o nejvíce namáhanou součást. Skládá se z centrálního segmentu pásu, lůžka a kruhové objímky. Centrální segment pásu slouží k připojení dalších segmentů pásu pomocí pantů. Účel kruhové objímky spočívá v připojení pohonu za pomoci čtyř šroubů. Lůžko propojuje zbylé dvě části a zároveň slouží jako opora končetiny.

V případě varianty návrhu, v níž je přidán kloub do hlavní osy rotace, je zvětšeno lůžko a do otvoru v kloubu je vloženo (vkládáno) ložisko. Mimo jiné je ke kloubu šrouby uchyceno víko bránící zanesení ložiska, které zároveň slouží k zabránění axiálního pohybu vnějšího kroužku.



Obr. 28 Stehenní část - vezre bez kloubu



Obr. 29 Stehenní část - vezre s kloubem

Lýtková část

Druhým ze základních prvků těla ortézy je lýtková část. Skládá se z kloubu, lůžka a kruhového disku. Kloub u lýtkové části slouží k připojení kolejnice, na niž navazuje centrální segment pásu. Jeho smysl spočívá v přizpůsobení ortézy končetině, u níž nejsou osy holenní a stehenní kosti přibližně rovnoběžné. Disk je zde obdobou objímky u stehenní části. Je k němu připojena výstupní hřídel pohonu pomocí čtyř šroubů. Lůžko opět propojuje zbylé dvě části a slouží jako opora končetiny.

U varianty s kloubem v hlavní ose rotace je opět zvětšeno lůžko. K propojení se stehenní částí v místě kloubu slouží hliníková hřídel, na niž je nalisováno ložisko. Propojení hřídele a kloubu na lýtkové části je docíleno šrouby.



Obr. 30 Lýtková část - vezre bez kloubu



Obr. 31 Lýtková část - vezre s kloubem

Středový segment pásu

Jedná se o hlavní součást pásu, která slouží k uchycení ortézy ke končetině. Působí jako součást spojnice mezi centrálním segmentem (resp. stehenní, nebo lýtkovou částí) a krajním segmentem a jako způsob přizpůsobení velikosti ortézy konkrétní končetině (přidáváním a ubíráním centrálních segmentů se mění délka pásu).

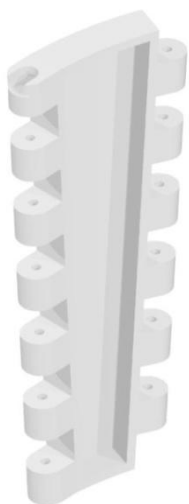
Skládá se ze dvou pantů a opěrné části. Opěrná část v základní verzi přímo přiléhá končetině, nebo v případě optimalizované verze její zahloubení slouží k vlepení měkkých polštářků. Tvarem odpovídá zužující se části mezikruží. Panty se nachází na bocích segmentů. Tvoří je půlkruhové výstupky s průchozí osou. Do otvoru v patech se po spojení s dalšími segmenty zasune ocelová osička a zabezpečí krytkou.

Centrální segment lýtkového pásu

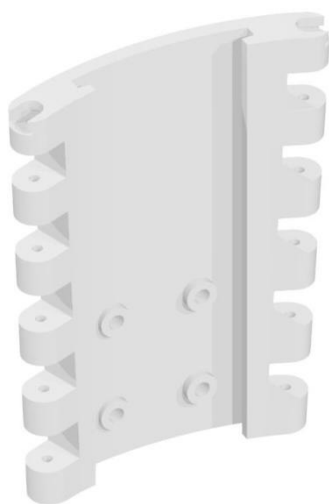
Centrální segment lýtkového pásu stejně jako jeho obdoba u stehenní části slouží k propojení těla ortézy s pásem. Nejvýraznější rozdíl je ve způsobu propojení. V tomto případě je segment s lýtkovou částí propojen přes kolejnici. Je tomu z důvodu umožnění prodloužení lýtkové části pro individuální uzpůsobení konkrétní končetině. K aretaci umístění centrálního segmentu na kolejnici slouží čtyři šrouby. Po obou stranách centrálního segmentu se nachází panty pro připojení středových (v případě užších končetin krajních) segmentů.

Krajní segment pásu

Slouží k připojení textilního popruhu, který je vždy provlečen dvěma krajními segmenty. Z jedné strany se nachází pant, stejný jako v případě centrálního segmentu. Z druhé strany se nedaleko okraje nacházejí dvě oka pro připojení popruhu, o dále o několik milimetrů delší, než je šířka popruhu.



Obr. 32 Středový segment pásu



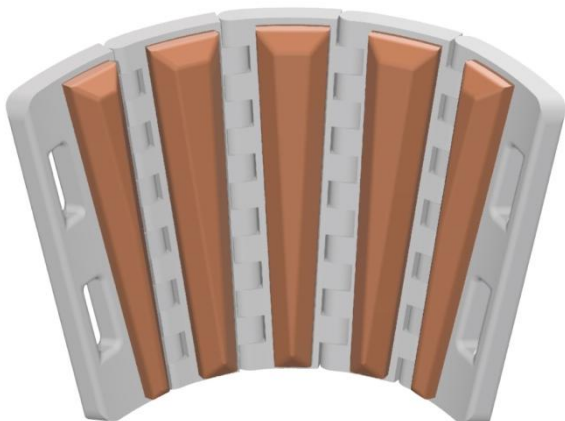
Obr. 33 Centrální segment lýtkového pásu



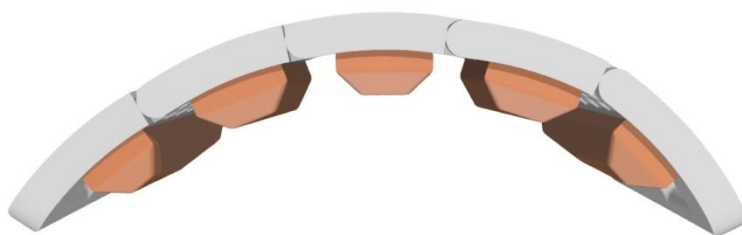
Obr. 34 Krajní segment pásu

4.11 Systémy přizpůsobení končetině

Jak již bylo předestřeno dříve, k přizpůsobení ortézy končetině slouží rovnou několik systémů. Prvním z nich je segmentový pás, jenž umožňuje ve velkém rozsahu měnit svou délku a tím se přizpůsobit průměru končetiny. Mimo jiné slouží ke snížení tlaku, způsobeného utažením, působícího na uživatele končetinu. Jeho kónický tvar odpovídá zužující se tendenci stehenního svalu. V případě bérce je možno část pásu, přiléhající k lýtkovému svalu, natočit dle umístění na sval, tak aby se směrem k noze rozšiřoval či zužoval.



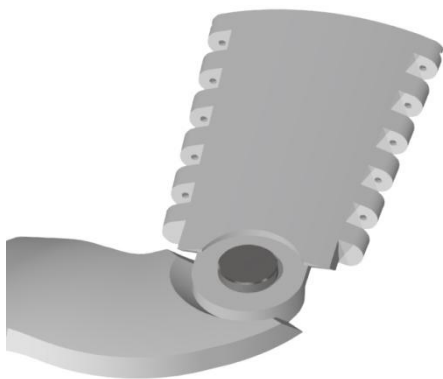
Obr. 35 Pás - boční pohled



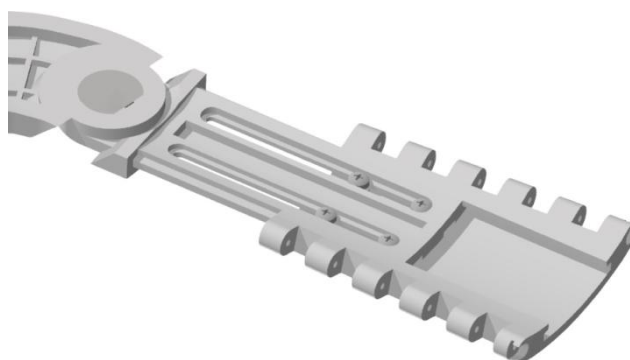
Obr. 36 Pás - horní pohled

Druhým systémem je kloub na lýtkové části pro natočení pásu vůči zbytku ortézy. Složí k přizpůsobení úhlu natočení os holenní a stehenní kosti. Umožňuje natočení oproti svislé ose až o 37° na každou stranu. Styčné plochy kloubu mohou být buď rýhované, nebo hladké (zde). Důvodem, proč stačí hladké, je minimální tečná síla působící na kolejnici následující za kloubem a tvarová vazba mezi součástmi a končetinou. Přenos momentu od pohonu zajišťuje šroubový spoj tvořený maticí s přivařenou pojistnou podložkou s nosem a šroubem s rýhovanou hlavou. Hladké styčné plochy kloubu naskýtají výhodu v případě, kdy dochází k výrazněji nekonstantnímu natočení bérce vůči stehnu a rovinně chůze při pohybu. V takovém případě bude kolenní kloub tímto pohybem méně namáhán, než při uchycení končetiny v tuhé ortéze.

Posledním systémem přizpůsobení je lišta, navazující na lýtkovou, část umožňující posuv pásu směrem od kolene k noze a naopak. Více než o nutnost k zabezpečení funkce a bezpečnosti ortézy se jedná o zvýšení komfortu uživatele. Posuv je možný v délce 46mm.



Obr. 37 Systém natočení a odsazení pásu



Obr. 38 Systém natočení a odsazení pásu

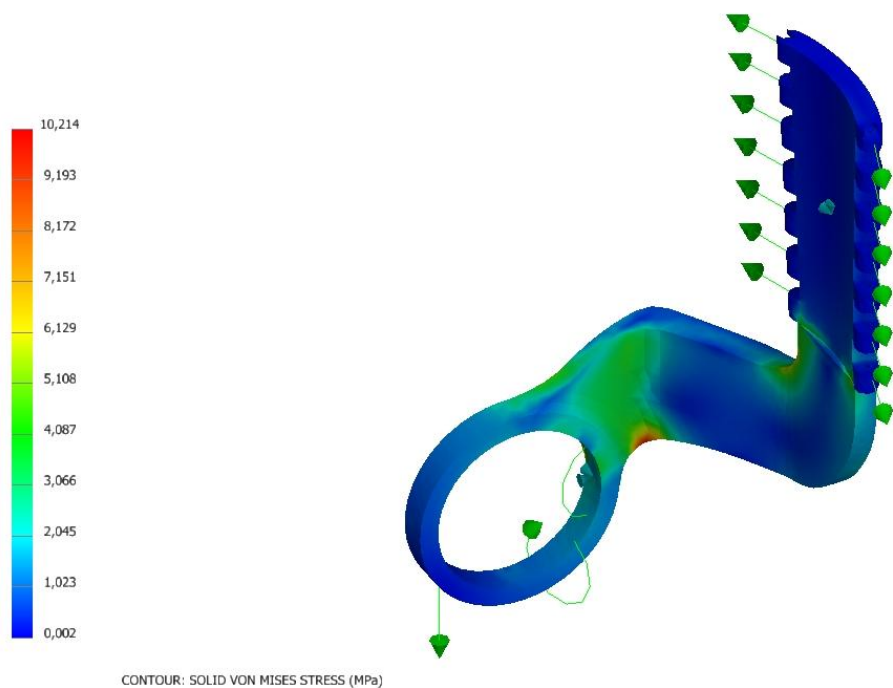
4.12 Pevnostní analýza

Kontrola pevnosti (zde použita softwarová verze metody konečných prvků) namáhaných součástí je nutná pro odhalení nedostatečně pevných úseků dílů, které by v případě použití konstrukce mohli vést k její destrukci. Zároveň si lze udělat představu o tuhosti dílu, díky zobrazení deformace resp. absolutní posunutí různých oblastí součástí. V neposlední řadě lze tímto způsobem odhalit oblasti nízkého napětí, v nichž je možno při následné optimalizaci odebrat více materiálu.

Kromě ověření, zda je součást schopna zatížení ustát, je nutné dbát také na udržení dostatečné bezpečnosti (tzn. n krát nižšího napětí, než je pevnost resp. dovolené napětí materiálu) pro případ přetížení. V případě výroby součástí metodou 3D tisku je, více než kde jinde, třeba docílit co nejvyšší bezpečnosti z důvodu nižší reálné pevnosti součástí, než je pevnost základního byt' izotropního materiálu (možnost odtržení jednotlivých vrstev).

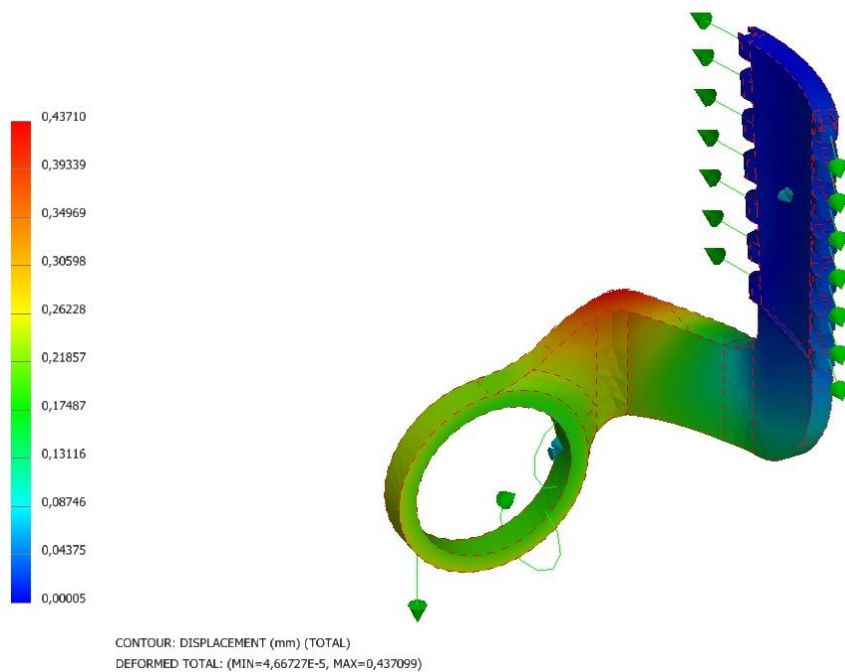
Stehenní část

Z výsledku napěťové analýzy je patrné, že nejvyšší napětí na stehenní části se nachází v ohybu na spodní části oblasti přechodu mezi kruhovým úsekem, sloužícím k připojení součásti k pohonu, a lůžkem tvořícím spojnicí připojení motoru a centrálního segmentu pásu. Další výrazná oblast vyššího napětí je v místě ohybu lůžka přiléhajícím k centrálnímu segmentu pásu, jakožto i přímo v přechodu mezi těmito dvěma úseky. Nejvyšší hodnota napětí dosahuje přibližně 10,2 MPa. V ostatních místech výrazněji zvýšeného napětí není překročena hodnota 6,5 MPa.



Obr. 39 Analýza napětí stehenní části

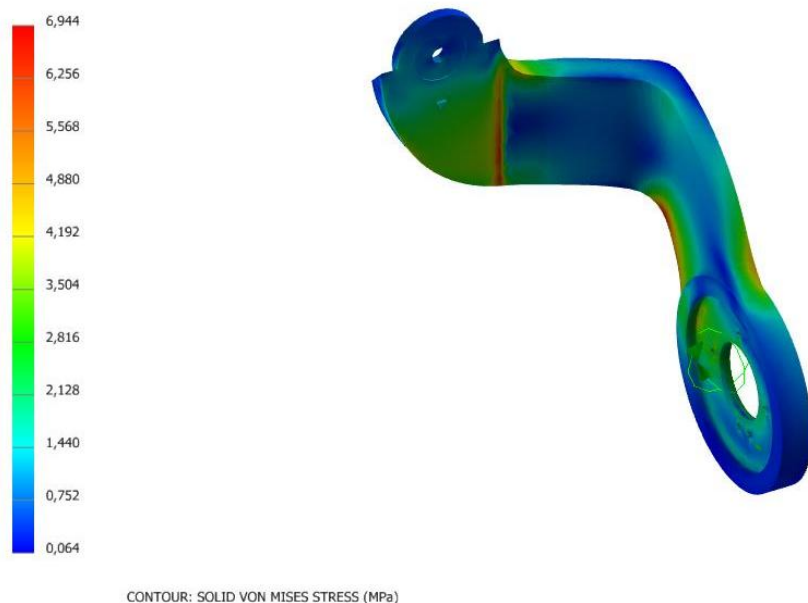
Maximální posunutí části tohoto dílu, vzniklé jeho deformací, se nachází v oblasti hlavního ohybu lůžka (přechod mezi úsekem lůžka na boku končetiny a v její přední části). Dosahuje hodnoty přibližně 0,44 mm. V oblasti centrálního segmentu pásu je posunutí minimální, jelikož se předpokládá pevné připojení ortézy ke končetině právě v tomto místě a je to tedy místo „výchozí.“



Obr. 40 Analýza posunutí stehenní části

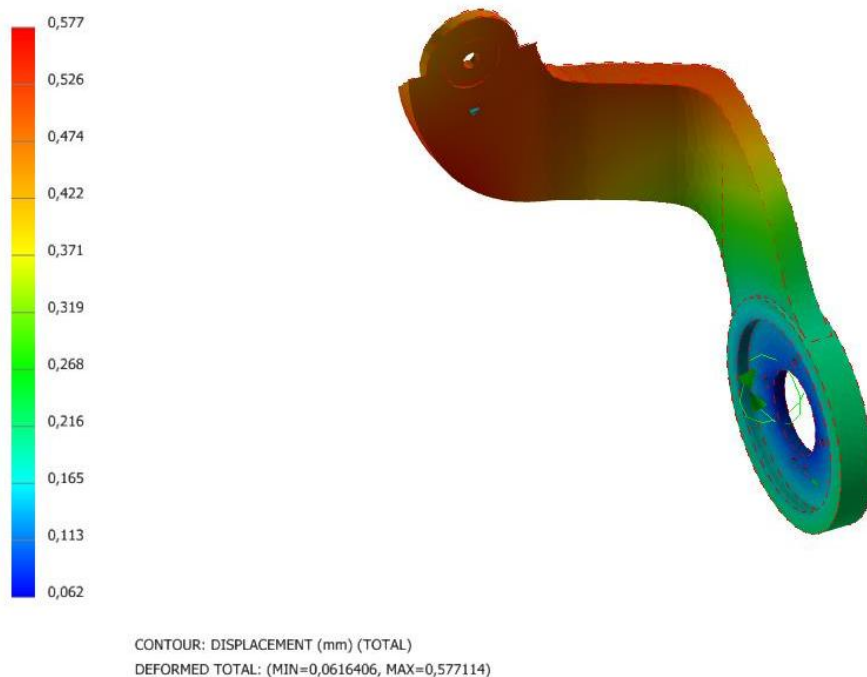
Lýtková část

Lýtková část ortézy vykazuje obdobné rozložení napětí, jako část stehenní. Maximum se opět nachází za místem přechodu mezi kruhovou částí, sloužící k připojení lýtkové části ke hřídeli pohonu, a lůžkem. Dosahuje hodnoty přibližně 6,9 MPa.



Obr. 41 Analýza napětí lýtkové části

Vlivem zkroucení zatížené součásti došlo oproti stehenní části k vytvoření maxima posunutí dosahujícího přibližně 0,58 mm v místě připojení pásu.



Obr. 42 Analýza posunutí lýtkové části

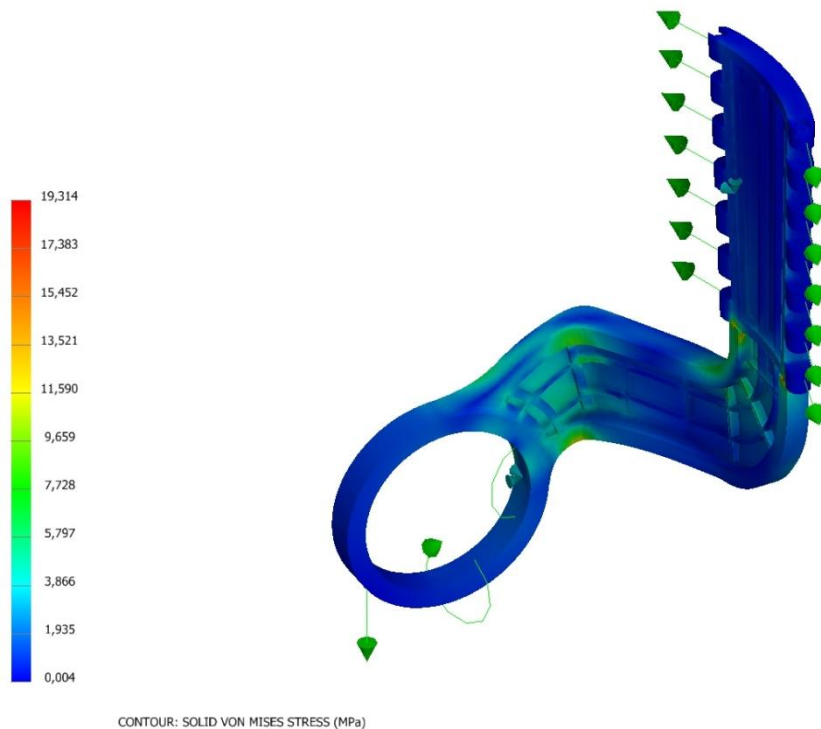
4.13 Optimalizace

Cílem optimalizace návrhu je snížení hmotnosti konstrukce, a to při co nejmenším negativním (ideálně co největším pozitivním) vlivu na další vlastnosti tělesa zejména pak na pevnost a tuhost.

Snížení hmotnosti ortézy se docílilo úběrem materiálu z vnitřní strany (strany přímo přiléhající ke končetině) součástí (lýtkové části, stehenní části, článků pásů). Zvýšení úběrem materiálu redukované tuhosti a pevnosti se docílilo přidáním podélných a příčných výztužných žebër. Vlivem prohloubení profilu vznikl prázdný prostor, jenž nabízí využití jako místo pro uchycení poddajných polštářků, sloužících k navýšení komfortu uživatele. Mimo zde uvedené případy optimalizace nejvíce namáhaných součástí byly odlehčeny také jednotlivé součásti segmentového pásu.

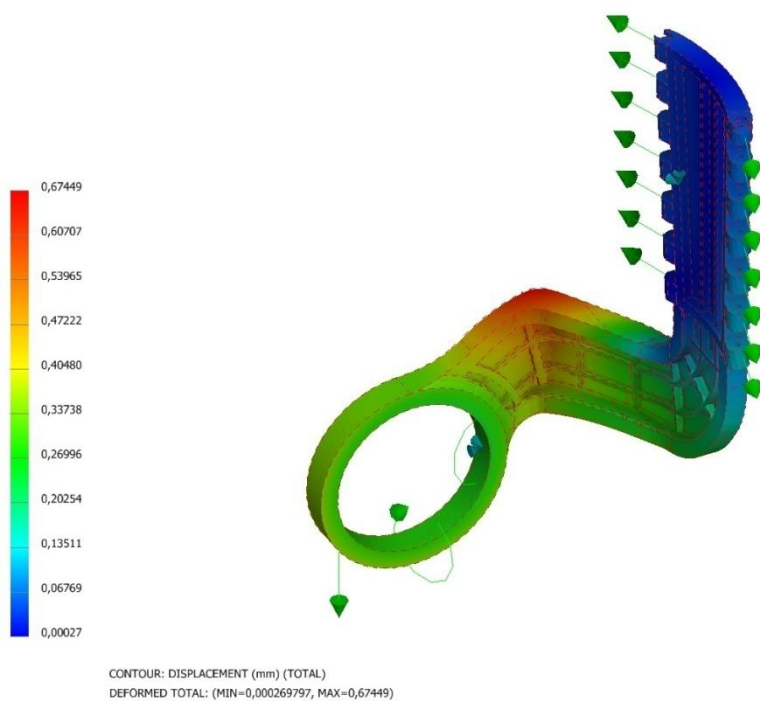
Stehenní část

Jelikož při analýze napětí předcházející optimalizaci byla zjištěna místa s výskytem vyššího napětí, byli tyto oblasti, oproti odlehčení zbytku konstrukce, zesíleny. V oblasti původního maxima napětí došlo k nárůstu na hodnotu okolo 12 MPa (tedy asi o 17,6%). Nové maximální napětí o velikosti přibližně 19,3 MPa (nárůst o 89,2%) se nyní nachází v místě styku lůžka a centrálního segmentu pásu.



Obr. 43 Analýza napětí stehenní části po optimalizaci

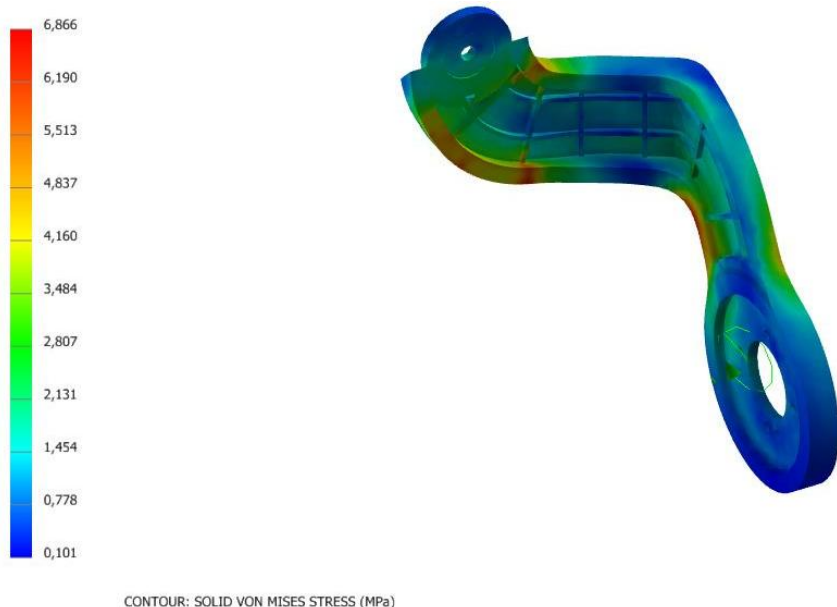
Po optimalizaci došlo ke snížení tuhosti dílu, jež mělo za následek nárůst maximálního posunutí na hodnotu přibližně 0,67 mm (nárůst o 52,3%). Profil posunutí odpovídá stavu před optimalizací vč. shodného místa maxima.



Obr. 44 Analýza posunutí stehenní části po optimalizaci

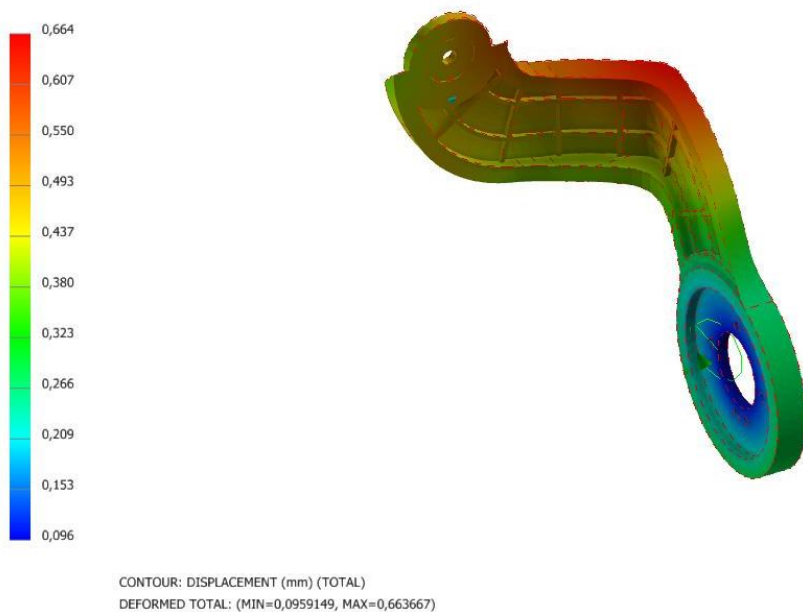
Lýtková část

Oblast maximálního napětí na lýtkové části odpovídá stavu před optimalizací. V tomto místě došlo k nepatrnému poklesu napětí na hodnotu přibližně 6,9 MPa (resp. z 6,94 MPa na 6,87 MPa, tedy o přibližně 1%). Došlo však k mírnému nárůstu napětí ve zbytku lůžka. V místě ohybu součásti přiléhajícímu k místu upnutí pásu došlo k výraznějšímu nárůstu a to až k hodnotám okolo 6,5 MPa, znamenající nárůst i o více jak 100%.



Obr. 45 Analýza napětí lýtkové části po optimalizaci

Optimalizací byla snížena tuhost součásti, což mělo za následek nárůst deformace. Ta se nyní nejvíce projevila, obdobně jako u stehenní části, v ohybu lůžka při přechodu mezi úseky přiléhajícími k boku končetiny (resp. lýtka) a k holenní kosti. V podobnosti s optimalizovanou stehenní částí pokračuje i velikostí nového maxima přibližnými 0,66 mm (nárůst o 13,8%).



Obr. 46 Analýza posunutí lýtkové části po optimalizaci

Závěr optimalizace:

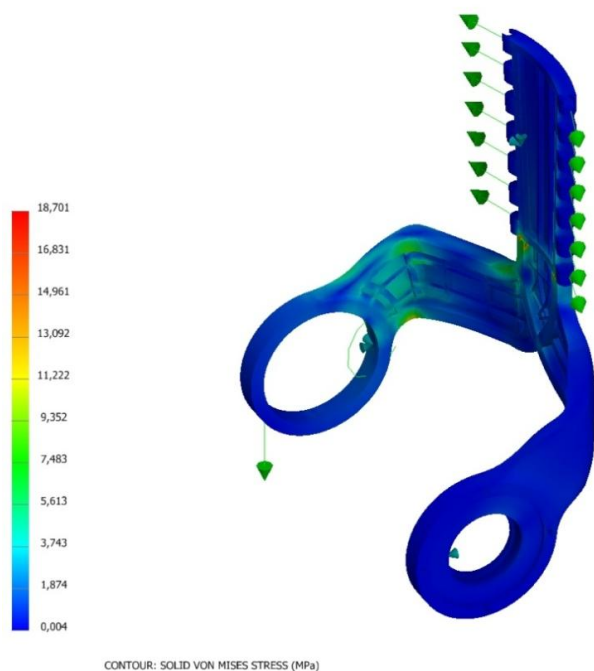
Optimalizací bylo docíleno snížení hmotnosti stehenní části o 29g (25,2%), lýtkové části o 18g (21,4%) a (kompletní) ortézy o 227 g (18,4%).

4.14 Porovnání variant ortézy s kloubem v hlavní ose rotace a bez něj

Hlavním předpokladem, kvůli kterému je přistoupeno k otestování efektu využití kloubu přidaného do hlavní osy rotace, je zvýšení celkové tuhosti ortézy a kompenzace zatížení působeného vlastní vahou spodní části ortézy. Hlavním nedostatkem tohoto řešení je přidání dodatečné hmotnosti, a to jak vlivem zvětšení stehenní a lýtkové části, tak i přidáním dodatečným součástí, zejména ložiska.

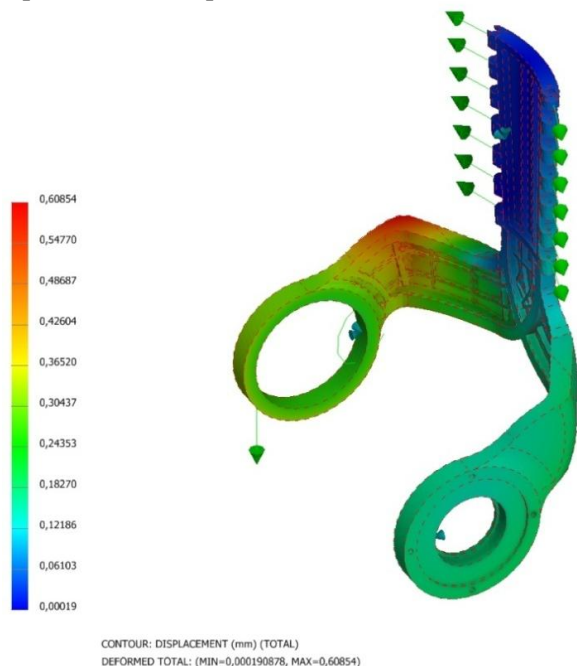
Stehenní část

Stejně jako v případě základní optimalizované stehenní části se napětíové maximum nachází v místě přechodu, mezi lůžkem a centrálním segmentem pásu. Toto napětí dosahuje hodnoty přibližně 18,7 MPa, znamenající pokles o 0,6 MPa (3,1%) při nárůstu hmotnosti o 63g (73,5%) oproti optimalizované stehenní části a o 34g (29,6%) oproti stavu před optimalizací.



Obr. 47 Analýza napětí stehenní části s přidaným kloubem

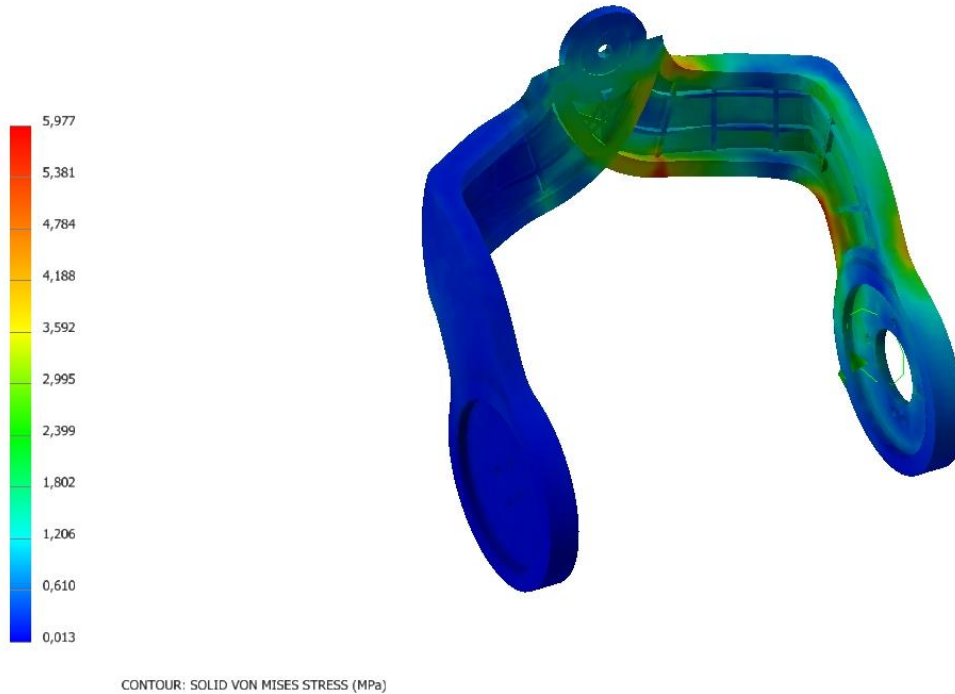
Deformace stehenní části byla přidáním dalšího ramene snížena o 0,06mm (9,8%) na přibližně 0,61mm oproti základní optimalizované stehenní části.



Obr. 48 Analýza posunutí stehenní části s přidaným kloubem

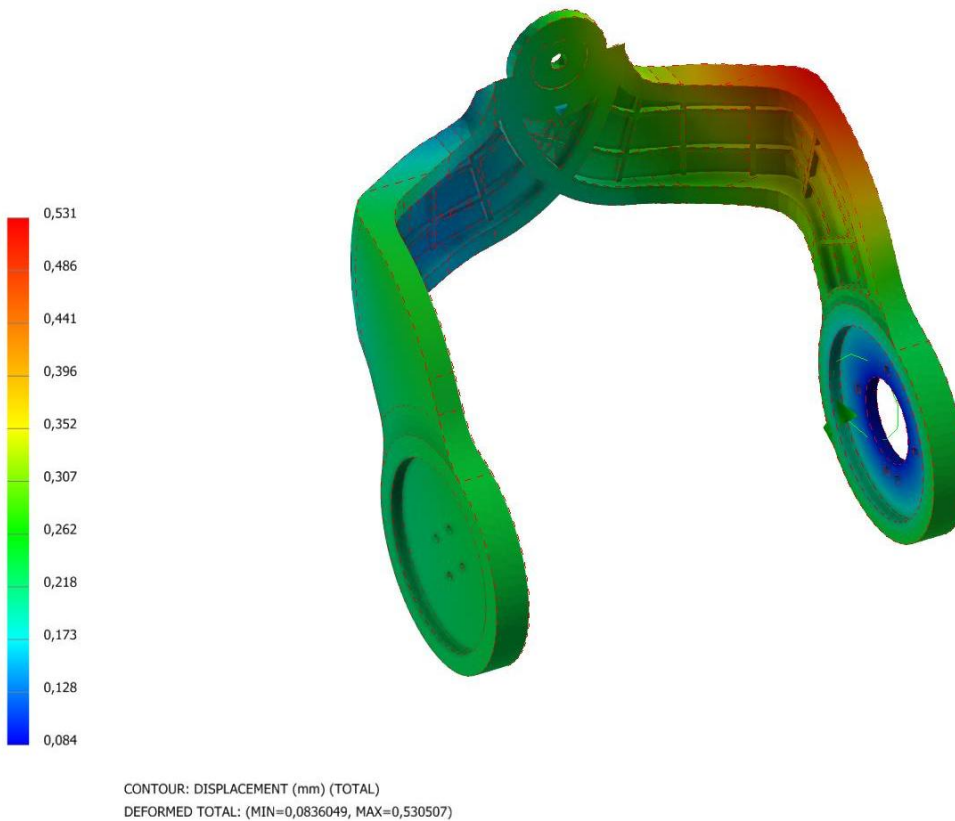
Lýtková část

V případě lýtkové části již došlo, přidáním kloubu, k o něco výraznějším změnám. Maximální napětí součásti bylo sníženo o 0,9 MPa (15%) na hodnotu přibližně 6 MPa při nárůstu hmotnosti o 60g (90,9%) oproti optimalizované lýtkové části a o 42g (50%) oproti stavu před optimalizací.



Obr. 49 Analýza napětí lýtkové části s přidáním kloubem

Hodnota nejvyššího posunutí byla redukována na hodnotu přibližně 0,53mm. Došlo tedy ke snížení o 0,13mm (19,7%) vůči maximálnímu posunutí základní optimalizované lýtkové části.



Obr. 50 Analýza posunutí lýtkové části s přidáním kloubem

4.15 Porovnání sestav

Základní:

- hmotnost: 1237g
- nejvyšší pevnost a tuhost

Optimalizovaná:

- hmotnost: 1010g
- nejnižší hmotnost (větší komfort uživatele)
- nejnižší pevnost a tuhost

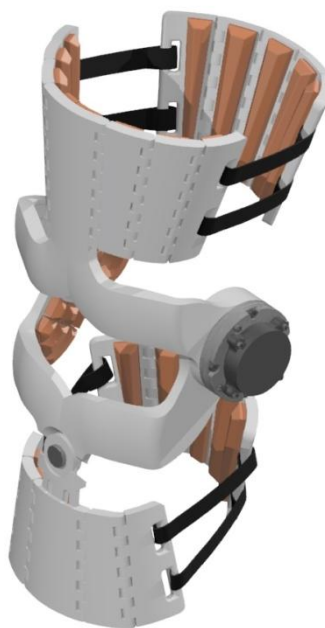
S kloubem:

- hmotnost: 1249g
- nejtěžší
- malý hmotnostní rozdíl oproti základní, ale s nižší pevností a tuhostí
- v případě dalšího odlehčení se ztrácí výhoda zvýšené tuhosti oproti optimalizované
- kloub na vnitřní straně končetiny (v případě dvou ortéz vzniká riziko zavadění)

Zejména při dlouhodobém nošení je každý gram hmotnosti navíc na obtíž. Dochází totiž nejen k většímu zatížení končetiny hmotností ortézy, ale také je třeba větší utahovací síly při umístění ortézy a končetina je proto více stlačena. Vzhledem k nejlepšímu poměru hmotnosti, pevnosti a tuhosti ortézy považuji za nejvýhodnější verzi optimalizovanou bez přidaného kloubu v hladní ose rotace.



Obr. 51 Ortéza - verze bez přidaného kloubu



Obr. 52 Ortéza - verze s přidaným kloubem

4.16 Pohyb

Rozsah pohybu při nasazené ortéze je omezen pouze dotykem zadním pásem stehenní a lýtkové části. Jedná se ovšem pouze o mírnou nepříjemnost při sezení, kdy pás může být mírně vtlačen do svalů. Při běžné chůzi dochází k ohybu kloubu při flexi do úhlu 75°.

Navržená ortéza je určena pro běžného člověka o výšce 160-190cm a hmotnost 60-90kg. Tvarově to sice není nutné (ortézy lze snadno upravit pro danou velikost končetiny), ale v případě hmotnějších osob se snižuje poměr mezi momentem dodávaným vestavěným motorem a momentem v kolenní kloubu potřebným k dané pohybové aktivitě (je závislý na hmotnosti osoby viz kapitola 2.5).

Při použití pro podporu chůze je motor schopen stabilně vyvinout stálou rychlost až 30ot/min tzn. 0,5ot/s neboli úhlovou rychlost o velikosti π rad/s na výstupním hřídeli. Rotace takovéto úhlové rychlosti odpovídá obvodové rychlosti chodidla (u uživatele s délkou končetiny od kolene dolů 0,5m) 1,57m/s nebo 5,65km/h. Z toho vyplývá, že i při jmenovitých hodnotách lze, i při zanedbání rychlosti vložené v kyčelním kloubu, mírně překonat průměrnou rychlost chůze člověka po rovině, jež se udává okolo 5km/h. Při asistenci chůze tedy nedojde ke zpomalení běžného uživatele, nelze však uvažovat o běhu. Tato skutečnost je významná, jelikož je pohon vybaven harmonickou převodovkou s převodovým poměrem 100 znamenající samosvornost a pro běžného smrtníka je tedy nemožné při chůzi tzv. předběhnout motor.



Obr. 53 Ortéza v pohybu

5. Závěr

V první části práce došlo k seznámení čtenáře s celkem deseti více či méně používanými pomůckami pro pohyb obsahujícími samohybnou kolenní ortézu. Lze říci, že téměř všechny z nich jsou pro většinu lidí stěží dostupné, neboť informace o jejich samotné existenci jsou málo rozšířeny a pořízení jich je značně nákladné. Přesto se jedná o velice užitečnou pomůcku s potenciálem zlepšit život i stovkám tisíců lidí.

V rámci praktické části této práce došlo ke výběru ze čtyř koncepčních návrhů. Dále byl vybraný návrh rozpracován ve dvou variantách. V jedné variantě se v hlavní ose rotace nacházel pouze pohon a v druhé variantě byl do osy přidán kloub. Vzhledem k malému poměrně malému vlivu na pevnost a tuhost ortézy při značném nárůstu hmotnosti se kloub ukázal jako nadbytečná součást.

Aplikační přínos těchto návrhů je v jednoduchosti použití, snadné širitelnosti a relativně nízké potenciální ceně oproti jiným obdobným zařízením díky možnosti licencované samovýroby značného množství součástí. V rámci přizpůsobení velikosti pro specifického uživatele se nabízí možnost úpravy geometrie (vzdálenost kloubů, úhel mezi rameny apod.) použitím specializované aplikace.

6. Seznam použitých zdrojů

- [1] *Ortotika protetika* [online]. Praha: Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy, 2018, 24. leden 2018 [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <https://ftvs.cuni.cz/FTVS-1491.html>
- [2] Ortorika. In: *WikiSkripta* [online]. 1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy, 2019, 17. 3. 2019. [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Ortotika>
- [3] Klinické obrazy a symptomy. *Ottobock* [online]. Zruč-Senec: Otto Bock [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <https://www.ottobock.cz/ortotika/klinicke-obrazy-a-symptomy/>
- [4] *Ortézy na koleno* [online]. Praha: Rehasport, c2020 [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <https://www.rehasport.cz/orteza-na-koleno/>
- [5] *Ortézy končetinové* [online]. Plzeň: ORTOP, c2018 [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <https://www.protetika-ortop.cz/ortezy-koncetinove/>
- [6] HALAMA, Jakub. *ROZBOR KINEMATIKY A DYNAMIKY KOLENNÍHO KLOUBU*. Brno, 2016. Bakalářská Práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Filip Urban.
- [7] ZOSS, A.B., H. KAZEROONI a A. CHU. Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton. In: *IEEEExplore* [online]. IEEE, 2006, 10 April 2006 [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/1618670>
- [8] C-Brace® KAFO ortéza. *Ottobock* [online]. Zruč-Senec: Otto Bock [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <https://www.ottobock.cz/ortotika/novinky/c-brace/>
- [9] Pröbsting E, Kannenberg A, Zacharias B. Safety and walking ability of KAFO users with the C-Brace® Orthotronic Mobility System, a new microprocessor stance and swing control orthosis. *Prosthet Orthot Int*. 2017;41(1):65-77. doi:10.1177/0309364616637954
- [10] The new C-Brace®: Step into the future.™. In: *Ottobock* [online]. Austin: Otto Bock, c2019 [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: https://shop.ottobock.us/media/pdf/C-Brace_Practitioner_Brochure.pdf
- [11] Human Universal Load Carrier (HULC). *Army Technology* [online]. New York: Army Technology, c 2020 [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <https://www.army-technology.com/projects/human-universal-load-carrier-hulc/>
- [12] Lockheed's HULC Exoskeleton is Stealthy, Enables Soldiers to Easily Carry 200-Pounds for Over 12-Miles. In: *Hight3ch* [online]. High T3ch, c2020 [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <http://hight3ch.com/lockheeds-hulc-exoskeleton-is-stealthy-enables-soldiers-to-easily-carry-200-pounds-for-over-12-miles/>
- [13] HULC™. *Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory* [online]. Berkeley [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <https://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/hulc/>

- [14] Power Move: Forging the future of endurance-boosting technology. *Pegasus The Magazine of the University of Central Florida* [online]. Orlando: University of Central Florida, 2019 [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <https://www.ucf.edu/pegasus/power-move-onyx-exoskeleton/>
- [15] ONYX™: Strength to Go the Distance. *Lockheed Martin* [online]. Lockheed Martin Corporation, c2018 [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <https://www.lockheedmartin.com/content/dam/lockheed-martin/mfc/pc/exoskeleton-technologies/mfc-fortis-onyx-pc01.pdf>
- [16] Wong, C. K., Bishop, L., & Stein, J. (2012). A wearable robotic knee orthosis for gait training: a case-series of hemiparetic stroke survivors. *Prosthetics and Orthotics International*, 36(1), 113–120. <https://doi.org/10.1177/0309364611428235>
- [17] Byl, N.N. Mobility training using a bionic knee orthosis in patients in a post-stroke chronic state: a case series. *J Med Case Reports* 6, 216 (2012). <https://doi.org/10.1186/1752-1947-6-216>
- [18] Tibion Bionic Leg for Active Robotic Stroke Rehabilitation. *Medgadget* [online]. Wixom: Medgadget, 2011, 25 April 2011 [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: https://www.medgadget.com/2011/04/tibion_bionic_leg_for_active_robotic_stroke_rehabilitation.html
- [19] Kyoungchul Kong and Doyoung Jeon, "Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients," in *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 11, no. 4, pp. 428-432, Aug. 2006, doi: 10.1109/TMECH.2006.878550.
- [20] E-MAG Active: elektronicky řízený systém kolenního kloubu. *Ottobock* [online]. Zruč-Senec: Otto Bock [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <https://www.ottobock.cz/ortotika/produkty-od-a-do-z/e-mag-active/>
- [21] Active KAFO Braces: E-Mag Kafo With Magnetic Technology. *Ledbrook* [online]. London: Ledbrook [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <https://www.ledbrookclinic.co.uk/orthotics/e-mag-active-kafo/>
- [22] Mak Active Knee. *Marsi-bionics* [online]. Madrid: Marsi Bionics [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <https://www.marsibionics.com/en/mb-active-knee-product-detail/>
- [23] Garcia, Elena & Sanz Merodio, Daniel & Cestari Soto, Manuel & Perez, Manuel & Sancho, Juan. (2016). An Active Knee Orthosis for the Physical Therapy of Neurological Disorders. 10.1007/978-3-319-27149-1_26.
- [24] BIOMECHANICKÉ ANALÝZY POHYBOVÉHO VÝKONU III : Časové srovnání vybraných fází kroku v průběhu přirozené chůze u dospělých žen. *MUNI sport* [online]. Brno: Masarikova univerzita Fakulta sportovních studií, c2020 [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <http://www.fsp.s.muni.cz/emuni/data/reader/book-36/06.html>
- [25] S. Mohri, H. Inose, K. Yokoyama, Y. Yamada, I. Kikutani and T. Nakamura, "Development of endoskeleton type knee auxiliary power assist suit using pneumatic artificial muscles," 2016

- IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), Banff, AB, 2016, pp. 107-112, doi: 10.1109/AIM.2016.7576751.
- [26] *Brushless DC Actuator: FLA series manual*. New York: Harmonic Drive, 2018.
- [27] Mechanické vlastnosti materiálů pro 3D tisk. *Ike* [online]. Brno: L. K. Engineering [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <https://www.ike.cz/cz/mechanicke-vlastnosti-materialu-pro-3d-tisk/>
- [28] Přehled materiálů pro 3D tisk. *MKF* [online]. Praha: MK FLoria, 2019, 15 March 2019 [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <https://mk-eshop.cz/blog/post/8-prehled-materialu-pro-3d-tisk>
- [29] ROZDÍL MEZI ABS,PLA, PETG. *Materialpro 3D* [online]. Brno: Materialpro3D.cz, 2017, 20.7.2017 [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <https://www.materialpro3d.cz/blog/rozdily-abs-pla-petg/>
- [30] KRATINA, Jakub. SOUČINITEL TŘENÍ. *E-konstrukter: Portál pro strojní konstruktéry* [online]. E-konstrukter, 2013, 16.03.2013 [cit. 2020-07-14]. Dostupné z: <https://e-konstrukter.cz/prakticka-informace/soucinitel-treni>
- [31] TONG, Kai-Yu, Corinna Ursula YEUNG, Sze Kit HO, Hon-Wah WAI a Man-Kit PANG. *Interactive exoskeleton robotic knee system*. Spojené Státy Americké. US 10390973 B2. Uděleno 27. Srpen 2019.

7. Seznam výkresové dokumentace

Varianta bez přidaného kloubu:

Sestava: 4-BP S16000187-1-0-00

Lýtková část: 4-BP S16000187-1-0-02

Stehenní část: 4-BP S16000187-1-0-03

Varianta s přidaným kloubem:

Sestava: 4-BP S16000187-2-0-00

Lýtková část: 4-BP S16000187-2-0-02

Stehenní část: 4-BP S16000187-2-0-03